

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФІЗИКО-ТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
Кафедра інформаційної безпеки

«До захисту допущено»
В.о. завідувача кафедри

_____ М.В.Грайворонський
(підпис)

“ _____ ” _____ 2019 р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра

з напряму підготовки 6.170101 «Безпека інформаційних і комунікаційних систем»
на тему: «Розробка системи біометричної аутентифікації з використанням
електроенцефалограми»

Виконав (-ла): студент (-ка) 4 курсу, групи ФБ-51в
(шифр групи)

Агітольєв Олександр Костянтинівич
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник доцент кафедри ІБ, к.ф.-м.н Орехов О.А.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент к.т.н Яковлєв С.В.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ - 2019 року

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФІЗИКО-ТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
Кафедра інформаційної безпеки

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Напрямок підготовки 6.170101 «Безпека інформаційних і комунікаційних систем»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. завідувача кафедри

_____ М.В.Грайворонський
(підпис)

« ____ » _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студенту

Агітольєву Олександр Костянтиновичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Розробка системи біометричної аутентифікації з використанням електроенцефалограми»

науковий керівник роботи доцент кафедри ІБ, к.ф.-м.н Орехов О.А.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «02 » квітня 2018 р. № 1057-с

2. Термін подання студентом роботи 10 червня 2019 р.

3. Вихідні дані до роботи

4. Зміст роботи

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо)

6. Дата видачі завдання _____

Календарний план

| № з/п | Назва етапів виконання дипломної роботи | Термін виконання етапів дипломної роботи | Примітка |
|-------|---|--|----------|
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |

Студент

(підпис)

(ініціали, прізвище)

Науковий керівник роботи

(підпис)

(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи 65 сторінок, 41 ілюстрацій, 3 таблиці, 21 джерел літератури.

Метою дипломної роботи є розробка НКІ системи біометричної аутентифікації на основі доступного портативного пристрою запису електричної активності мозку.

Об'єкт дослідження: біометрична аутентифікація на базі біоелектричних сигналів людини, а саме - ЕЕГ.

Предмет дослідження: обробка сигналу ЕЕГ для виокремлення унікальних властивостей та класифікація за обраними властивостями.

У даній роботі було проведено аналіз даних знятих з допомогою портативної ЕЕГ-гарнітури EMOTIV Insight 5-channel, на основі отриманих характеристик було виконано тренування та порівняння алгоритмів класифікації, результатом є байєсовський класифікатор зі значенням хибно-позитивної класифікації 10%.

Ключові слова: ЕЕГ, ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМА, БІОМЕТРІЯ, АНАЛІЗ СИГНАЛУ, БІОМЕТРИЧНА АУТЕНТИФІКАЦІЯ.

ABSTRACT

The qualifying paper contains 65 pages, 41 pictures, 3 tables, 21 sources.

The purpose of the work is to develop a BCI with biometric authentication system based on an available portable device for recording the electrical activity of the brain.

The object of research: EEG-based biometric authentication.

The subject of study: EEG signal processing for distinguishing unique properties and classification according to selected features.

In this paper, an analysis of the data taken with the portable EEG-headset EMOTIV Insight 5-channel was performed. Based on the received characteristics training and comparison of classification algorithms were shown, the result is a Bayesian classifier with a value of false-positive classification of 10%.

Keywords: EEG, ELECTROENCEPHALOGRAPHY, BIOMETRIA, SIGNAL ANALYSIS, BIOMETRIC AUTHENTICATION.

ЗМІСТ

| | |
|--|----|
| Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів | 7 |
| Вступ | 8 |
| 1 Технологія вимірювання біоелектричних сигналів мозку | 9 |
| 1.1 Електроенцефалограма | 9 |
| 1.2 Базові характеристики електроенцефалограми | 11 |
| 1.3 Використання ЕЕГ у якості біометричної характеристики | 13 |
| 1.4 Системи реєстрації електроенцефалограми | 16 |
| Висновки до розділу 1 | 24 |
| 2 Нейрокомп'ютерний інтерфейс | 25 |
| 2.1 Загальні відомості про НКІ | 25 |
| 2.2 Класифікація НКІ | 27 |
| 2.3 Побудова НКІ для збору інформації | 28 |
| Висновки до розділу 2 | 34 |
| 3 Дослідження електроенцефалограми портативного електроенцефалографа | 34 |
| 3.1 Передобробка даних | 35 |
| 3.2 Методи аналізу електроенцефалограми | 38 |
| 3.3 Нормалізація сигналу | 50 |
| 3.4 Виокремлення ключових характеристик | 52 |
| 3.4 Унікальні характеристики досліджуваного сигналу | 53 |
| 3.5 Класифікація даних електроенцефалограми | 56 |
| Висновки | 60 |
| Перелік джерел посилань | 63 |

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

1. BCI – (Brain-Computer Interface) - Нейро-комп'ютерний інтерфейс;
2. ЕЕГ – (Електроенцефалографія) - метод графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку, що дозволяє проаналізувати його фізіологічні зрілість і стан, наявність осередкових уражень, загальномозкових розладів і їхній характер;
3. ВП – (Викликаний потенціал) - електрична реакція органів (в основному мозку) на зовнішній подразник або на виконання розумового (когнітивного) завдання.
4. Синхронізація(нейробіологія) – динамічний режим, який характеризується періодичною одночасною активацією певної популяції нейронів, або синхронізацію між локальними коливаннями двох або декількох популяцій нейронів.
5. SDK - (Software Development Kit) - набір із засобів розробки, утиліт і документації, який дозволяє програмістам створювати прикладні програми за визначеною технологією або для певної платформи
6. ШПФ - швидке перетворення Фур'є

ВСТУП

Актуальність роботи полягає у необхідності пошуку методів біометричної аутентифікації адже, як показує практика, існуючі способи біометричної аутентифікації(розпізнавання обличчя, сітківки, відбитку пальця та голосу) можна доволі легко підробити.[1, 2]На противагу класичним методам, все більшої популярності набуває ідея аутентифікації за біоелектричними сигналами людини.[3] Але існуючі дослідження базуються на даних зібраних зі стаціонарних енцефалографів.

Метою та завданням дослідження дипломної роботи є розробка ВСІ системи біометричної аутентифікації на основі доступного портативного пристрою запису електричної активності мозку.

Об'єкт дослідження: біометрична аутентифікація на базі біоелектричних сигналів людини, а саме - ЕЕГ.

Предмет дослідження: обробка сигналу ЕЕГ для виокремлення унікальних властивостей та класифікація за обраними властивостями.

Методи дослідження: вимірювання за допомогою електроенцефалографа для отримання вхідних даних, аналіз отриманих даних для виокремлення ключових властивостей сигналу та узагальнення для побудови моделі класифікації.

Наукова новизна одержаних результатів дозволяє стверджувати, що біометрична аутентифікація можлива з використанням доступних портативних електроенцефалографів на базі сухих електродів.

Практичним значенням одержаних результатів є система аутентифікації на основі даних з п'яти електродів.

1 ТЕХНОЛОГІЯ ВИМІРЮВАННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНИХ СИГНАЛІВ МОЗКУ

У даному розділі розглядаються базові відомості про електроенцефалограму, її властивості як біометричної характеристики, основні характеристики електроенцефалограми, принцип роботи та порівняння пристроїв для вимірювання сигналу. Переваги обраного пристрою для вимірювання ЕЕГ. Основні принципи побудови ВСІ систем.

1.1 Електроенцефалограма

ЕЕГ - це запис електричної активності мозку, яка генерується потоком іонів крізь мільйони нейронів у корі головного мозку. Нейрон, або нервова клітина, є електрично збудливою клітиною, яка обробляє та передає інформацію за допомогою електричних та хімічних сигналів. Нейрони зв'язуються один з одним, утворюючи нейронні мережі. Мозок складається з приблизно 100 мільярдів нейронів.

Вперше спосіб неінвазивного запису електричної активності мозку було продемонстровано Гансом Бергером, за допомогою електродів, розміщених на поверхні шкіри голови [5], він записав сигнал який мав частотний діапазон 8–12 Hz і було названо альфа-хвилею. У наш час аналіз ЕЕГ сигналу отримав багато застосунків у сфері нейрофізіології. На рис 1.1 представлено приклад запису ЕЕГ за допомогою портативного пристрою.

В першу чергу ЕЕГ є неінвазивним інструментом, що використовується для вимірювання ВП(Викликаний потенціал) та “синхронізації” людського мозку. ВП - електрична реакція мозку на зовнішній подразник або на виконання когнітивного завдання, найчастіше спостерігається у формі короткого збурення в поточній діяльності.

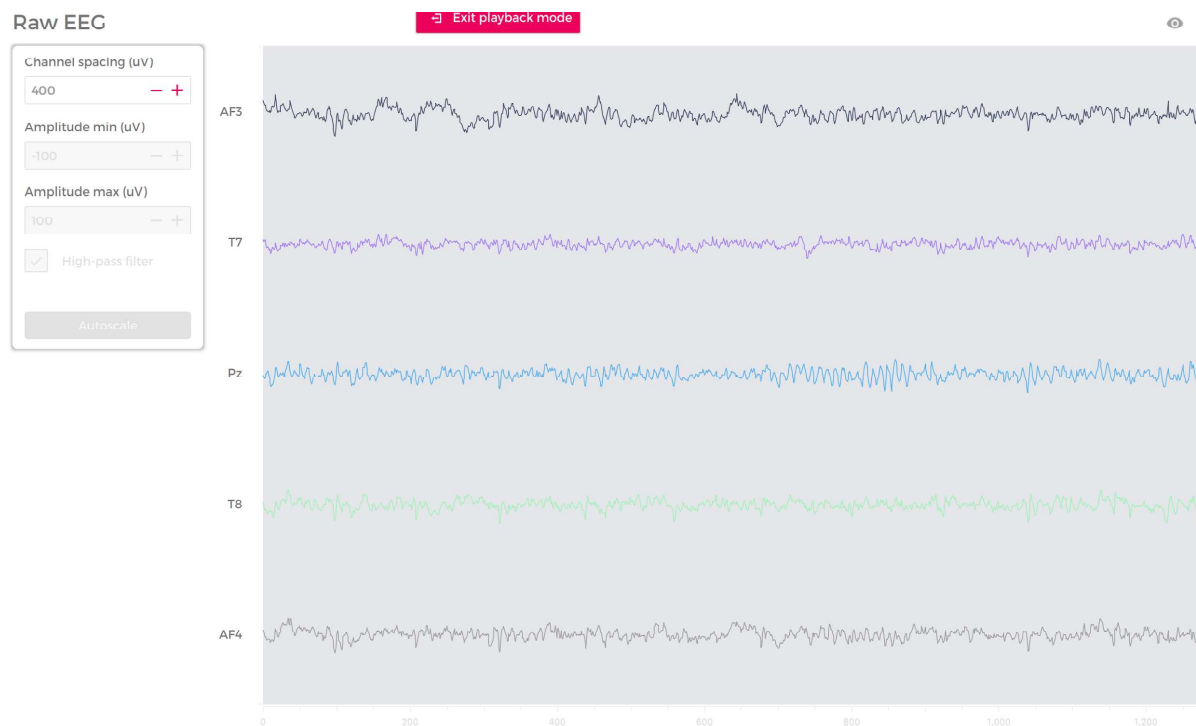


Рисунок 1.1 - Приклад запису необробленого ЕЕГ сигналу

Синхронізація ЕЕГ відбувається у відповідь на специфічні події, які зазвичай вивчаються за допомогою спектрального аналізу. Моніторинг активності головного мозку застосовується в комп'ютерних інтерфейсах з метою підвищення можливостей обстеження людей з обмеженими можливостями [6]. Також деякі ознаки ЕЕГ можуть використовуватися для моніторингу неврологічного статусу головного мозку, зокрема, виявлення церебральної травми. На даний момент направлено багато зусиль на вивчення ЕЕГ людей з епілепсією, ці дослідження мають на меті визначення закономірностей мозкової активності людей з цим захворюванням.

На рис. 1.2 зображено приклад ЕЕГ людини під час епілептичного нападу.

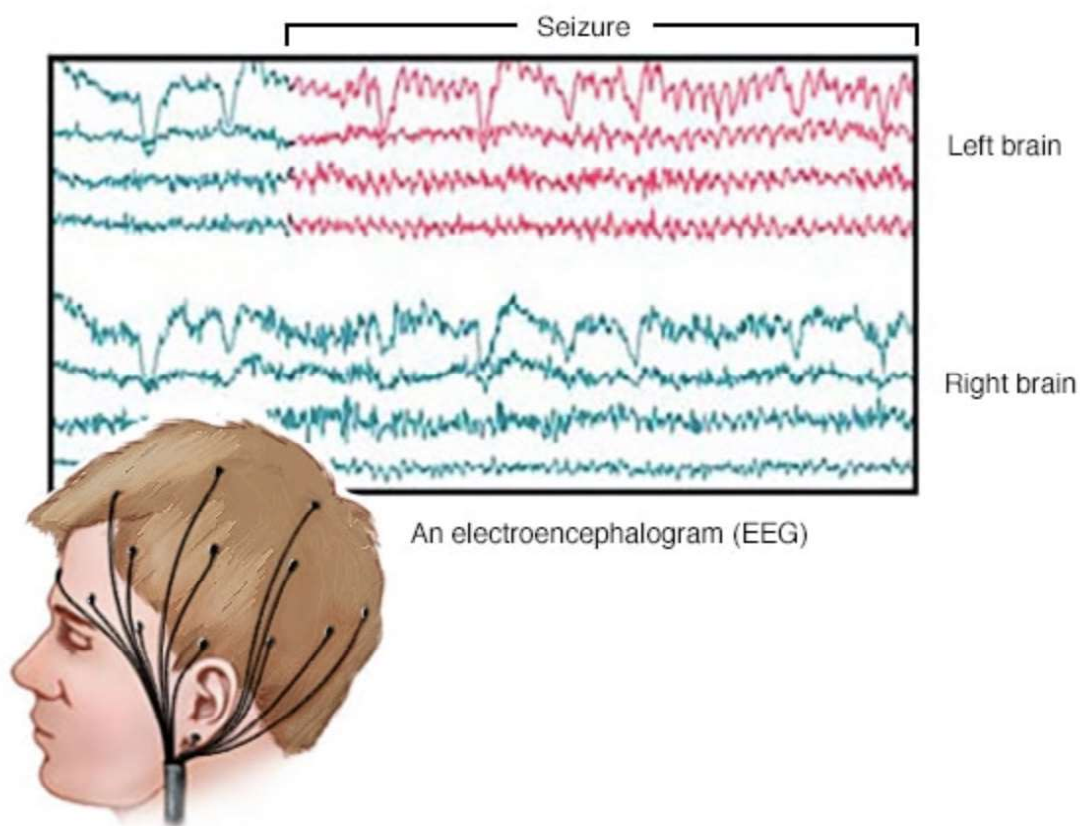


Рисунок 1.2 - Приклад запису ЕЕГ сигналу людини після нападу епілепсії.

1.2 Базові характеристики електроенцефалограми

Коливання ЕЕГ розрізняють за частотою, амплітудою та формою. Найпоширенішою є класифікація за частотою, за нею виділяють такі основні типи ритмів [8]:

- Дельта хвилі (0,5-4 Гц): це найповільніші хвилі ЕЕГ, які зазвичай виявляються під час глибокого та несвідомого сну. На цій стадії дельта хвилі, як правило, мають відносно великі амплітуди (75-200 мкВ). Тому вважається, що цей ритм відображає мозок несвідомої людини. Дельта-хвилі зростають у зв'язку зі зниженням обізнаності про фізичний світ.
- Тета хвилі (4-8 Гц): вони спостерігаються в умовах малої сконцентрованості. Вони також виявляються під час деяких дій, які

потребують короткострокової пам'яті. Тета хвилі зазвичай мають амплітуду <100 мкВ.

- Альфа хвилі (8-14 Гц): вони є найбільш домінуючими ритмами у нормальних суб'єктів. Вони проявляються піком частотного спектра. Періодично виявляється, що альфа-хвилі походять з періодів релаксації, з закритими очима, але все ще не пробудження. І навпаки, альфа-хвилі ослаблені коли очі відкриті, а також під час сну. Типовий здоровий дорослий має альфа-хвилі з амплітудою від 10 до 20 мкВ.
- Бета хвилі (14-30 Гц): характерні для станів підвищеної пильності, тривожного мислення та сконцентрованості. Амплітуда цих хвиль становить <10 мкВ.
- Гамма хвилі (більше 30 Гц): спостерігаються під час активної обробки інформації. Ці хвилі мають дуже низькі амплітуди (<2 мкВ).

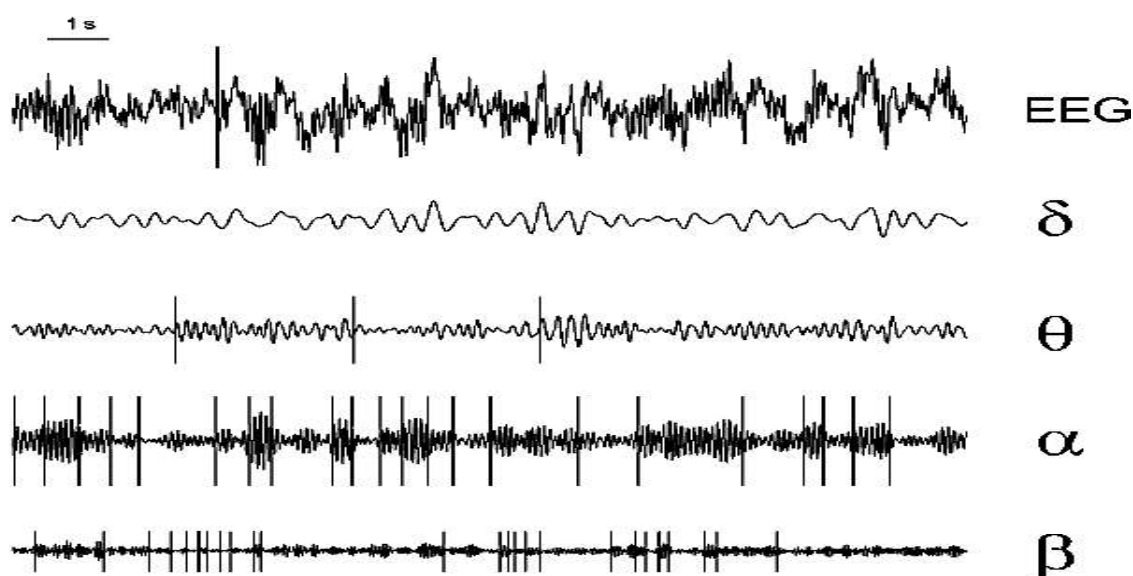


Рисунок 1.3 - ЕЕГ та частотні компоненти ЕЕГ [9]

1.3 Використання ЕЕГ у якості біометричної характеристики

У останні роки все більше уваги привертають до себе дослідження які досліджують різні аспекти та можливості застосування електроенцефалографії. І у цьому явищі немає нічого дивного, адже з

кожним роком сенсори стають дешевші та компактніші, а засоби обробки даних - потужнішими. Зокрема ці фактори відкривають нові можливості у застосуванні електроенцефалографів у сфері носимих пристроїв, а здобутки у сфері аналізу сигналів ЕЕГ для біометрики.

Як було сказано вище, ЕЕГ-сигнали генеруються з електричного поля, що виробляється в результаті складної взаємодії нейронів кори головного мозку, тобто їх можна віднести до фізіологічних ознак. Але, якщо вони записані на основі візуальних або емоційних стимулів їх можна класифікувати як поведінкові біометричні ознаки.

Існує сім основних критеріїв, яким повинні відповідати біометричні характеристики[11]:

- **Універсальність** означає що кожна людина, яка використовує систему, має дану характеристику.
- **Унікальність** означає що характеристика повинна бути унікальною для кожної людини.
- **Стаціонарність** вказує на те, як показник змінюється з часом. Конкретніше, ознака з високим показником стаціонарності є досить інваріантною у часі по відношенню до конкретного алгоритму класифікації.
- **Легкість збору показника** вказує на легкість зчитування характеристики.
- **Складність обробки сигналу** вказує на скільки ресурсоємною є обробка сигналу.
- **Сприйняття соціумом:** суспільство не повинно бути проти збору і вимірювання біометричної ознаки.
- **Складність підробки** вказує на скільки легко підробити дану ознаку.

Нижче розглядається відповідність ЕЕГ-сигналів цим сімома показникам[10]:

- Універсальність:

У кожної людини є мозок, а отже у кожної людини можна виміряти ЕЕГ. Тому цей показник можна вважати універсальним.

- Унікальність:

Багато досліджень виявили унікальність ЕЕГ та їх валідність у застосунках класифікації суб'єктів, однак дослідження проводилися на невеликих групах населення. Дана робота також має на меті зробити внесок у глобальний рух дослідження ЕЕГ та анонімізовані дані будуть розташовані у відкритому доступі для можливості їх використання у сторонніх дослідженнях.

- Стаціонарність:

ЕЕГ тільки нещодавно почали використовувати в системах біометричної аутентифікації, тому зміна сигналу ЕЕГ з плином часу для однієї людини все ще є суб'єктом дослідження.

- Легкість збору показника:

Завдяки останнім досягненням у сфері біомедичної апаратури, ЕЕГ можна легко виміряти за допомогою портативних гарнітур і сухих електродів. Однак якість ЕЕГ, записаних з портативних пристроїв, все ще залишається низькою.

- Складність обробки сигналу:

Завдяки сучасним бібліотекам обробки даних, ЕЕГ- сигнал можна легко записати і обробити за короткий час.

- Сприйняття соціумом:

Збір даних про мозкову активність може бути неприйнятним для деяких людей. Так як збір мозкових хвиль, пов'язують з «читанням розуму» і аналізом емоцій [12].

- Складність підробки:

ЕЕГ не являється зовнішньою біометричною характеристикою, такою як обличчя, райдужна оболонка та відбитки пальців. Тому сфальсифікувати ЕЕГ-сигнали значно важче. Це найважливіша перевага використання ЕЕГ як біометричної характеристики над іншими.

На рис. 1.4 зображено порівняння класичних біометричних показників.

| Biometrics | Universality | Uniqueness | Permanence | Collectability | Performance | Acceptability | Circumvention |
|---------------|--------------|------------|------------|----------------|-------------|---------------|---------------|
| Face | high | low | medium | high | low | high | low |
| Fingerprint | medium | high | high | medium | high | medium | high |
| Hand Geometry | medium | medium | medium | high | medium | medium | medium |
| Keystrokes | low | low | low | medium | low | medium | medium |
| Hand Vein | medium | medium | medium | medium | medium | medium | high |
| Iris | high | high | high | medium | high | low | high |
| Retinal Scan | high | high | medium | low | high | low | high |
| Signature | low | low | low | high | low | high | low |
| Voice Print | medium | low | low | medium | low | high | low |
| F.Thermogram | high | high | low | high | medium | high | high |

Рисунок 1.4 - Порівняння класичних біометричних показників [13]

1.4 Системи реєстрації електроенцефалограми

Системи реєстрації електроенцефалограми (рис. 1.5) складаються з наступних основних компонент:

- електроди та середовище з гарною електропровідністю
- підсилювачі та фільтри
- аналогово-цифровий перетворювач (АЦП)
- записуючий пристрій

Електроди зчитують сигнал з поверхні голови, підсилювачі переводять мікрвольтові сигнали в діапазон, де вони можуть бути оцифровані з достатньою точністю, перетворювач транслює сигнали з аналогової у

цифрову форму, а персональний комп'ютер (або інший пристрій) зберігає і відображає отримані дані.



Рисунок 1.5 - Обладнання для запису ЕЕГ.

Схема розташування електродів на поверхні голови називається **монтаж**. У клінічній та науковій електроенцефалографії стандартом є схема "10-20 %", яку було введено у 1950-х роках канадським нейрофізіологом Генрі Джаспером. Для визначення місць накладання електродів через маківку (Vertex) проводяться два умовні меридіани – перший від перенісся (Nasion) до потиличного бугра (Inion), другий між зовнішніми слуховими проходами (див. схеми нижче). Через ці точки прокладають умовний меридіан, який діляться на відрізки по 10 і 20 % загальної довжини. Поперечні меридіани відкладаються по вісі, яка проходить між зовнішніми слуховими проходами через маківку. Електроди розміщуються у місцях перетину умовних ліній. Електроди, які розміщуються на лівій стороні голови, мають непарні індекси; на правій стороні

– парні; електроди, розміщені на вертексній лінії, мають індекс z. Чим менше індекс електрода, тим ближче він розташований до основних меридіанів. Позначення електродів: F (Frontalis) – лобні; T (Temporalis) – скроневі; C (Centralis) – центральні; P (Parientalis) – тім'яні; O (Occipitalis) – потиличні; A (Auricularis) - вушні. Кількість накладених електродів залежить від конкретної мети дослідження. В разі необхідності схему 10-20 % (рис. 1.6) можна розширити шляхом проведення додаткових меридіанів між основними.

Стандартизація схеми накладання електродів дозволяє дослідникам та лікарям зіставляти результати, отримані в різний час у різних лабораторіях. Для реєстрації ЕЕГ необхідна наявність як мінімум двох електродів, між якими і буде вимірюватися різниця електричних потенціалів.

Пара електродів, між якими реєструється різниця потенціалів, називається **відведенням**.

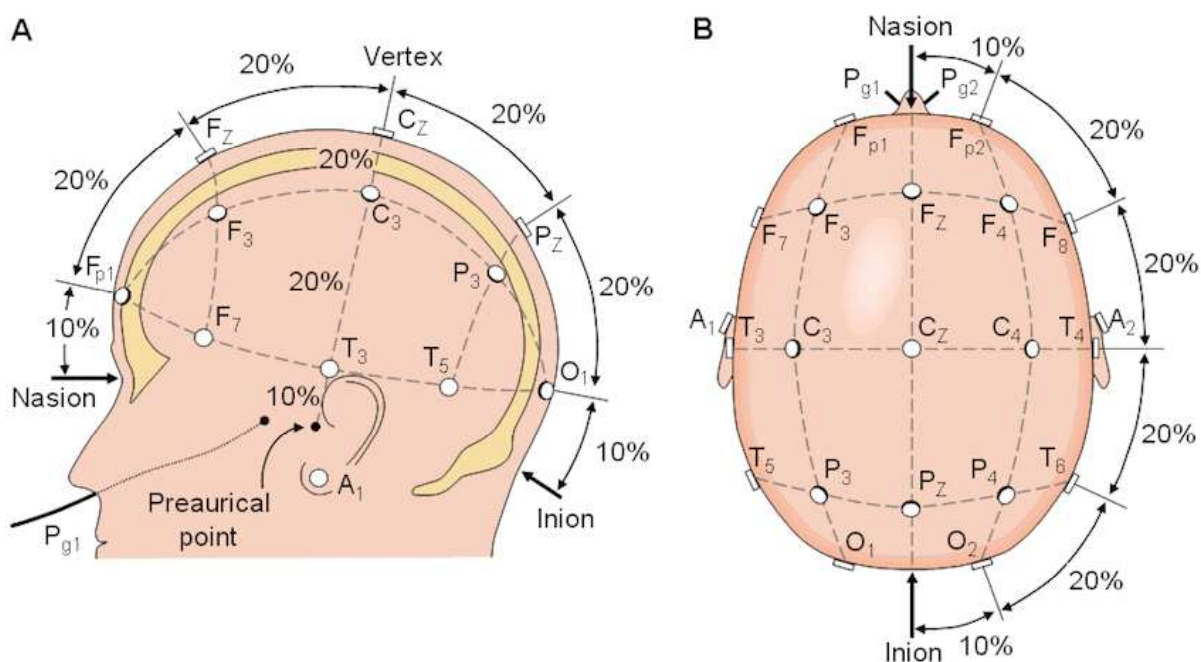


Рисунок 1.6 - Схема розташування електродів у відповідності до системи 10-20%

1.4.1 Сучасні системи реєстрації ЕЕГ

Ще донедавна усі системи реєстрації електроенцефалограми були стаціонарними, громіздкими, потребували величезної кількості дротів та сенсори повинні були бути змащені спеціальним гелем, що причиняло купу незручностей. А отже системи ЕЕГ можливо було використовували лише у лабораторних умовах, для специфічних досліджень. Але в останні роки, зі збільшенням уваги до електроенцефалографії, росте попит на високоякісні носимі системи для запису ЕЕГ-сигналів. Завдяки цьому, компанії пропонують величезний спектр різноманітних пристроїв.

У свою чергу, носимі електроенцефалографи розділяють на наступні категорії: ЕЕГ-шапки та ЕЕГ-гарнітури. Основна відмінність між цими двома найбільш поширеними типами пристроїв запису ЕЕГ, полягає в кількості електродів. Кількість електродів на гарнітурах зазвичай варіюються від 5-20 електродів. ЕЕГ-шапки можуть підтримувати більше датчиків, оскільки вони мають більшу площу поверхні для розміщення електродів. На рис. 1.7 зображено приклад ЕЕГ-шапки та ЕЕГ-гарнітури.



Рисунок 1.7 - Приклад ЕЕГ-шапки та ЕЕГ-гарнітури

Також, сучасні системи запису ЕЕГ дозволяють записувати сигнал без дротового підключення. Раніше, для запису ЕЕГ-сигналу, люди повинні були підключатися до записуючого ЕЕГ-пристрою в клінічних умовах. Тепер ЕЕГ-сигнали можуть бути оцифровані і відправлені на смартфон, комп'ютер або до хмарного сервісу. Тести можуть бути проведені в різних середовищах з використанням портативних електроенцефалографів. Фактично тепер люди обмежені лише діапазоном передачі даних. На рис. 1.8 зображено конфігурацію дротового та бездротового електроенцефалографа.



Рисунок 1.8 - Приклад дротового та бездротового електроенцефалографа

1.4.2 Вибір електроенцефалографа для побудови системи аутентифікації

Для того щоб система аутентифікації була якомога універсальною та доступною, перш за все ми повинні поставити вимоги до електроенцефалографа який ми обираємо:

1. **Практичність:** електроенцефалограф повинен бути зручним у застосуванні, тобто ми віддаємо перевагу бездротовим пристроям формату гарнітури.
2. **Універсальність:** бажано щоб електроенцефалограф інтегрувався з основними операційними системами.
3. **Засоби для розробки:** SDK для розробки програм на базі даних ЕЕГ-сигналів
4. **Доступність:** електроенцефалограф повинен бути у нижньому ціновому діапазоні (для даних пристроїв це \$99 – \$1,000)

На ринку портативних пристроїв існує порядка двадцяти компаній які виробляють портативні бездротові електроенцефалографи, серед яких тільки чотири в нижньому ціновому діапазоні: NeuroSky, Muse, Emotiv, OpenBCI. У табл. 1.1 вказане порівняння електроенцефалографів цих компаній.

Таблиця 1.1 - Порівняння продуктів NeuroSky, Muse, Emotiv, OpenBCI

| Назва пристрою | Засоби для розробки | Вихідний формат | Платформи |
|--|---|-----------------|----------------------------|
| Emotiv EPOC (14 channels) and Insight (5 channels) | Бібліотеки на мовах програмування: JavaScript, C# | EDF | Windows, Mac, Android, iOS |
| Open BCI | Бібліотеки на мовах | EDF | Windows, |

| | | | |
|---|---|----------------|------------------------|
| UltraCortex Multiple configs from 4 to 32 electrodes | програмування: JavaScript, Python | | Mac |
| Neurosky MindWave Mobile | Бібліотеки на мовах програмування: JavaScript, Python | CSV | Windows, Mac |
| MUSE (4 channels) | Комерційне програмне забезпечення. | MUSE format | Windows, Mac, Linux |

Серед продуктів цих компаній тільки гарнітури NeuroSky mindwave та Emotiv Insight/Epoch отримують регулярні оновлення та відповідають критеріям практичності та універсальності. На рис. 1.9 зображені NeuroSky mindwave headset та Emotiv EPOC headset.



Рисунок 1.9 - ЕЕГ-гарнітури а NeuroSky mindwave headset
b Emotiv EPOC headset

Через кількість підтримуваних платформ та завдяки тому факту, що технологія компанії EMOTIV була протестована у клінічних іспитах,

результати яких показано на рис. 1.10, було обрано ЕЕГ-гарнітуру Emotiv Insight.

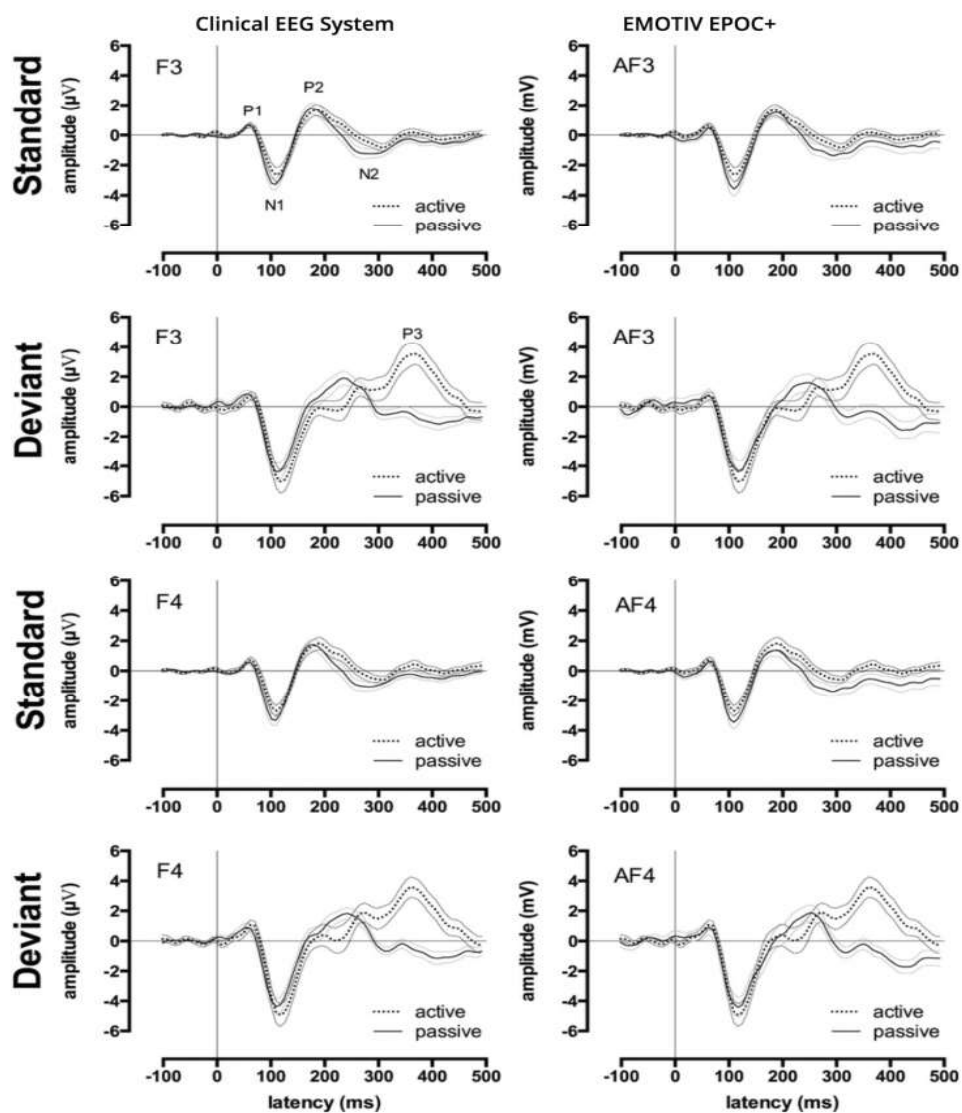


Рисунок 1.10 - Порівняння клінічної апаратури та пристрою Emotiv.

Висновки до розділу 1

У розділі було розглянуто базові принципи електроенцефалографії та властивості електроенцефалограми, які дають підставу використовувати її у якості біометричної характеристики. Було здійснено валідацію електроенцефалограми як біометричної характеристики за сімома показниками.

Також, було розглянуто способи зняття ЕЕГ-сигналу, особливий акцент було зроблено на нових портативних електроенцефалографах, адже тільки зараз з'явилися доступні пристрої, на базі яких можна будувати практичні системи.

2 НЕЙРОКОМП'ЮТЕРНИЙ ІНТЕРФЕЙС

У цьому розділі розглядаються основні відомості про нейрокомп'ютерні інтерфейси, їх види та приклади застосування. Порівняння інвазивних та неінвазивних НКІ, та розглядаються принципи їх застосування. Розглядається реальний приклад створення НКІ на базі програми, яка була написана з метою постановки експерименту та збору даних для їх подальшого аналізу.

2.1 Загальні відомості про НКІ

НКІ - система, створена для обміну інформацією між мозком і електронним пристроєм (наприклад, комп'ютером). Будь-який НКІ реалізує наступні стадії обробки нейрофізіологічних даних [14,15]:

1. відцифровка сигналів електричної активності мозку
2. попередня обробка (фільтрація від шумів, видалення артефактів)
3. виділення характерних ознак

На початку 21-го століття прогрес у дослідженні НКІ став швидко набирати оберти. Прогрес був зумовлений збільшенням кількості доступних методів для запису різних сигналів мозку. НКІ можуть бути класифіковані як інвазивні або неінвазивні (Рис. 2.1), і вони дозволяють розглядати процеси діяльності мозку на різних рівнях.

Загальні принципи усіх НКІ схожі. Зчитані сигнали мозку посилюються, фільтруються і обробляються за допомогою алгоритмів класифікації у реальному часі. Сигнали мозку класифікуються відповідно до їх характеристик (наприклад, сенсомоторні ритми через моторну кору),

фільтруються і згладжуються перед тим, як відобразитись користувачам. Нейрокомп'ютерні інтерфейси використовують як для запису інформації так і для стимулювання певних ділянок головного мозку. Стимулювання зазвичай здійснюється за допомогою інвазивних НКІ. Неінвазивні методи, у свою чергу набагато простіше встановлювати без будь-якого зовнішнього втручання.

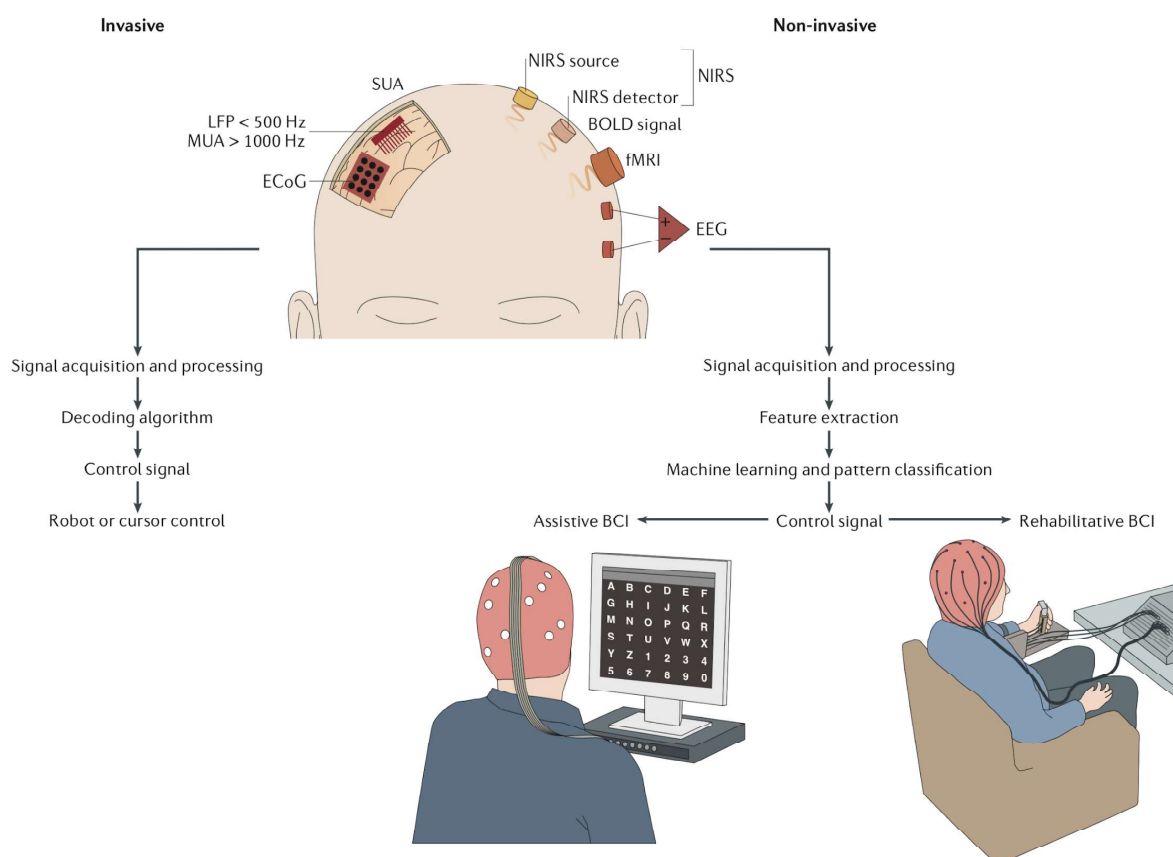


Рисунок 2.1 - Зображення принципів роботи інвазивних та неінвазивних НКІ

2.2 Класифікація НКІ

Інвазивні НКІ

Застосування інвазивних нейрокомп'ютерних інтерфейсів відбувається за рахунок хірургічної імплантації електродів або багатоелектродних сіток[16]. Інвазивні НКІ вимірюють поведінкові моделі активності нейронів, які кодують відповідну поведінкову інформацію. За допомогою інвазивних НКІ вимірюють п'ять основних типів активності головного мозку: потенціал локального поля (LFPs)[17], точкову активність (SUA), групову активність (MUA).

Неінвазивні НКІ

Неінвазивні НКІ не потребують хірургічної імплантації і дозволяють реєструвати сигнали мозку з поверхні шкіри голови. Ці інтерфейси можуть виявляти різні типи мозкових сигналів, таких як :

- Різниця потенціалів викликана слуховими та візуальними подіями (A-ERP / V-ERP):

У відповідь на нечасті подразники мозок генерує сигнал P300, позитивне відхилення напруги шкіри в центро-тім'яному відділі з типовою затримкою, трохи більше 300 мс. Це природне явище дозволяє розробникам виявляти намір користувача на базі ЕЕГ-сигналів, використовуючи або слуховий, або візуальний стимул.

- Мозкова активність стану спокою (SSEP):

Аналіз мозкової активності стану спокою дає підставу робити висновки про емоційний стан людини, а за допомогою візуальних стимулів спостерігати чітку реакцію. Основним фактором, що дозволяє визначати по запису ЕЕГ тип рухів, виконуваних суб'єктом, є те, що за

контроль різних груп м'язів відповідають різні ділянки кори головного мозку. На рис. 2.2 представлена карта «проекцій» частин тіла на кору великих півкуль мозку

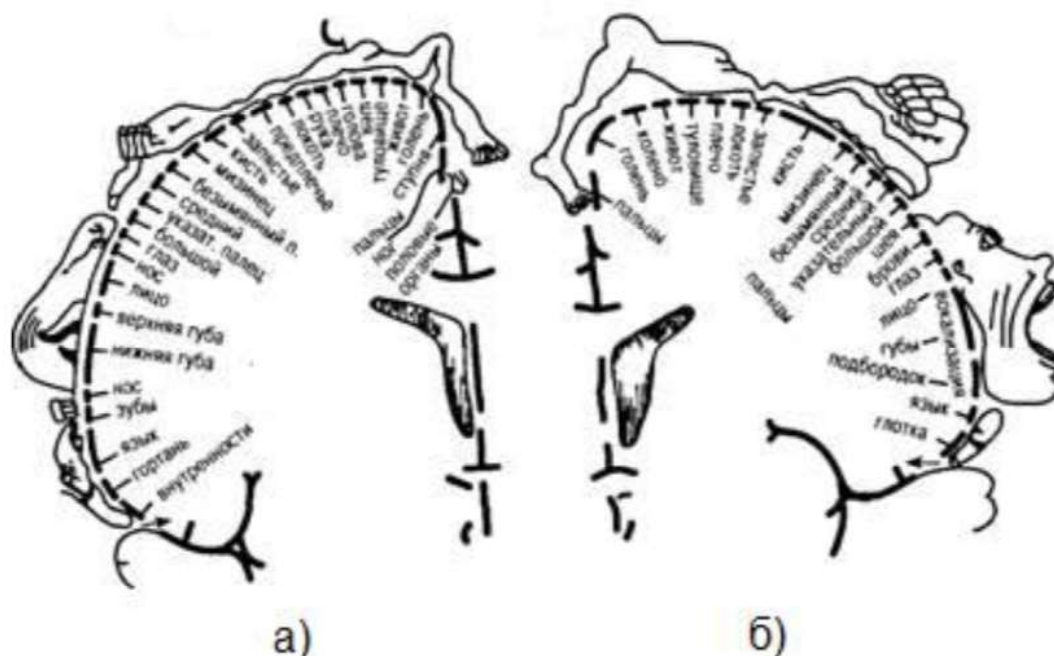


Рисунок 2.2 - Переріз головного мозку людини: а) переріз лівої півкулі через чутливі центри; б) переріз правої півкулі через рухові центри

2.3 Побудова НКІ для збору інформації

Нейрокомп'ютерний інтерфейс для збору даних складається з трьох основних компонентів: неінвазивний пристрій для зчитування мозкової активності EMOTIV Insight (рис. 2.3), програма для запису електроенцефалограми, програма для проведення експерименту та запис у файл для подальшого аналізу.

Пристрій для зчитування мозкової активності:

Портативний елекцифалограф у форматі гарнітури. Зчитує дані з п'яти сенсорів: AF3, AF4, T7, T8, Pz. Розташування яких показано на рис. 2.4. Пристрій зчитує інформацію з частотою 128 Hz на кожному сенсорі. Разом з електроенцефалографом йде програма яка дозволяє підключення до комп'ютера по Bluetooth.



Рисунок 2.3 - EMOTIV Insight 5 Channel Mobile EEG

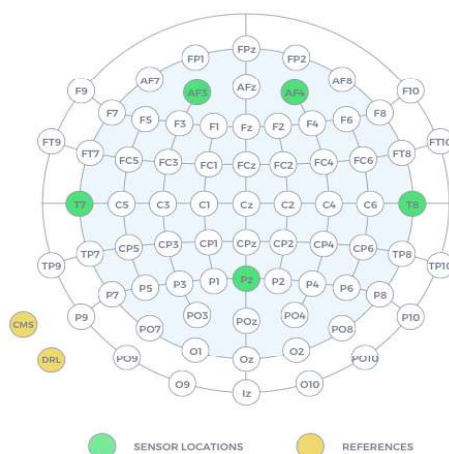


Рисунок 2.4 - EMOTIV Insight розположення електродів.

Програма для запису електроенцефалограми:

Для комунікації з електроенцефалографом існує програма EmotivPRO, вона має функціонал запису, первинної обробки даних, виділенню ритмів, збереженню даних у хмарний сервіс, моніторинг втрачених пакетів та відображенню рухів голови. (Рис. 2.5)

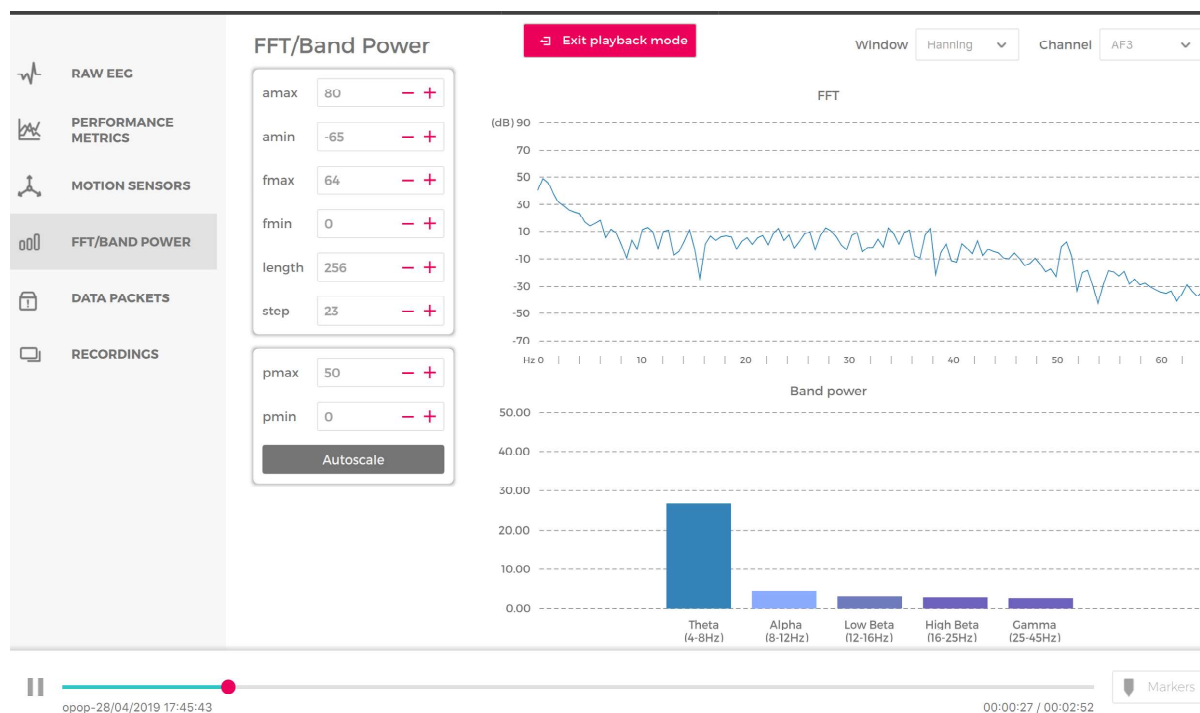


Рисунок 2.5 - EmotivPRO запис та передобробка даних.

Також, у програмі передбачений функціонал моніторингу якості контакту електродів зі шкірою голови, як це зображено на рис 2.6. EmotivPRO бездоганно підходить для огляду та запису невеликої кількості задач, які не потребують інтеграції з комп'ютерним середовищем нейро-комп'ютерного інтерфейса, але у випадку експерименту необхідно написати програмне забезпечення для взаємодії з електроенцефалографом, по протоколу WSS (WebSocket secure: WS over TLS) задля забезпечення безпечної передачі інформації між приладом та програмою.

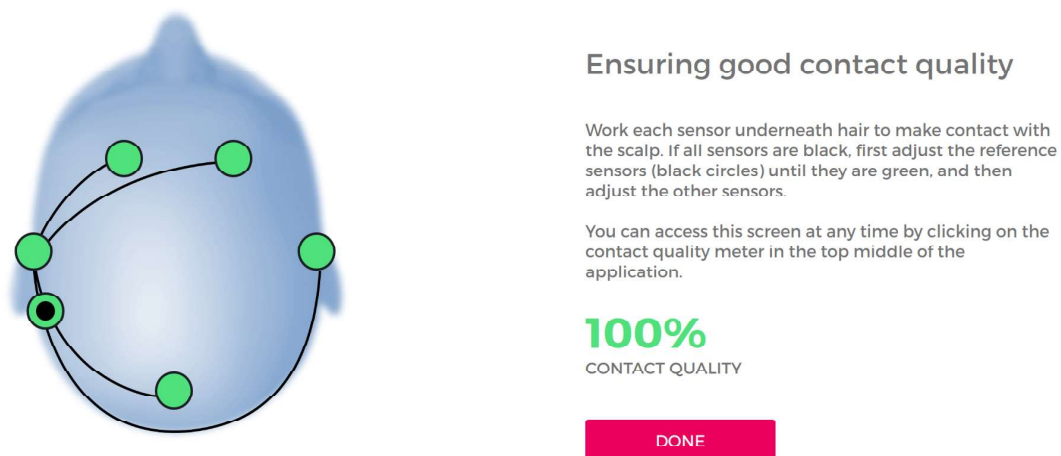


Рисунок 2.6 - Моніторинг якості контакту зі шкірою голови.

Для написання програми було обрано мову програмування Python, так як вона має велику кількість бібліотек по роботі з даними та аналізом сигналів. Програму для роботи з електроенцефалографом було виконано у форматі бібліотеки з функціоналом отримання даних про електроенцефалограф, моніторинг підключених девайсів та отримання ЕЕГ-сигналу. Програмний код бібліотеки було викладено у відкритий доступ під ліцензією MIT і можна знайти за посиланням: <https://github.com/Agitolyev/emotiv-client>.

Програма для проведення експерименту:

Суть експерименту полягає у демонстрації візуального стимула: п'яти фотографій людей (Джекі Чан, Арнольд Шварценеггер, Олександр Агітольєв, Авраам Лінкольн та Чак Норріс) з інтервалом у п'ять секунд,

також за цей час людина повинна позначити як звати людину зображену на фотографії (як показано на рис. 2.7)

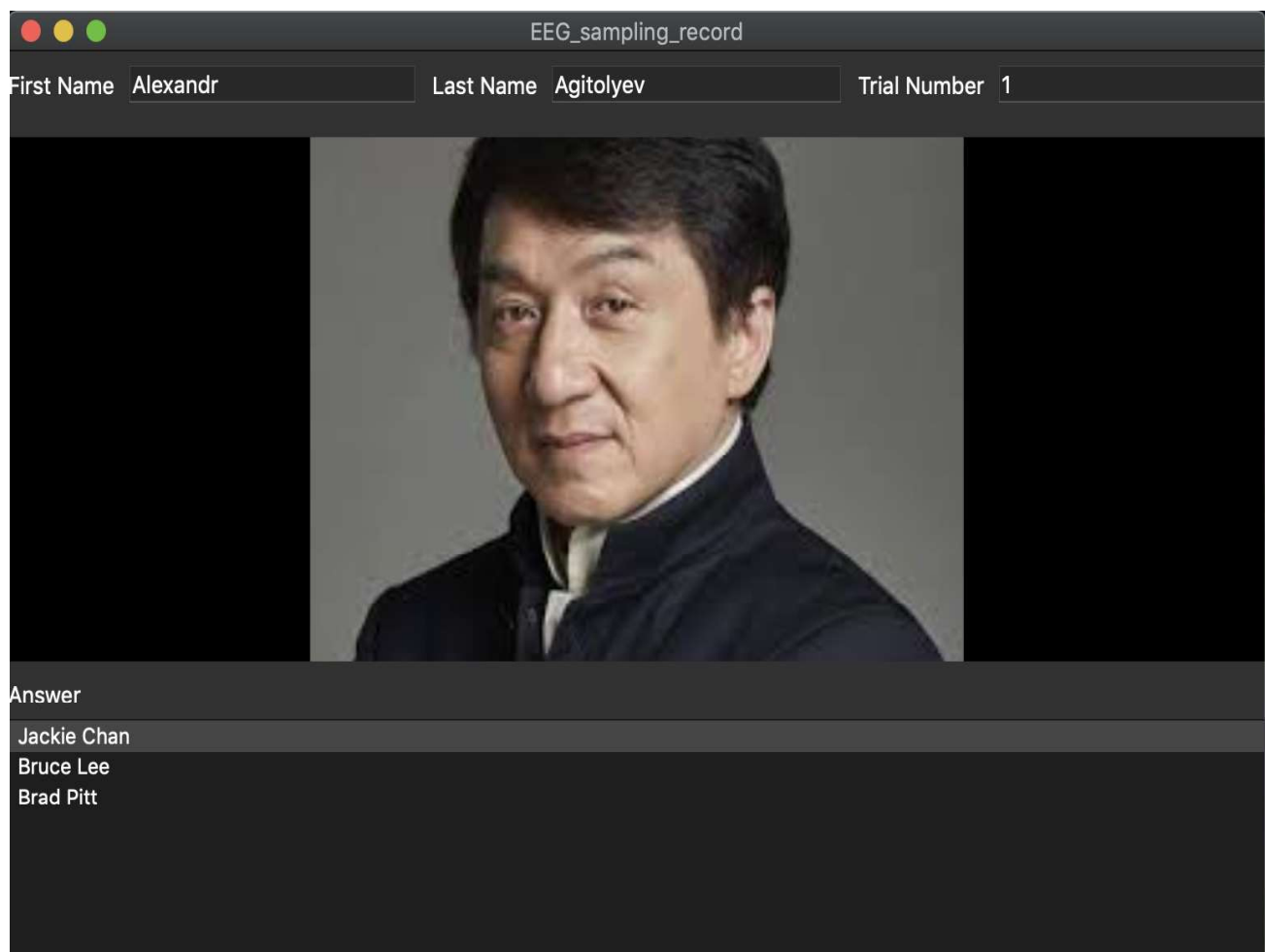


Рисунок 2.7 - Приклад візуального стимулу.

Програма для проведення експерименту зберігає час переключення фоторграфії та зберігає у файл формату CSV структури [Ім'я користувача, час зміни візуального стимула] (як зображено на рис. 2.8) для подальшого аналізу.

| AlexAgitolyev1 | |
|----------------|------------------------------------|
| 1 | AlexAgitolyev1,1556461046.6010911, |
| 2 | AlexAgitolyev1,1556461051.603947, |
| 3 | AlexAgitolyev1,1556461056.6043332, |
| 4 | AlexAgitolyev1,1556461061.604646, |
| 5 | AlexAgitolyev1,1556461066.607991, |
| 6 | AlexAgitolyev1,1556461071.609959, |
| 7 | AlexAgitolyev1,1556461076.610973, |
| 8 | |
| 9 | |

Рисунок 2.8 - приклад формату запису події

Процес запису електроенцефалограми відбувається під час проведення експерименту, а запис часу появи візуальних стимулів дозволяє нам звести події у часі. Результати отримані під час запису електроенцефалограми та експерименту зводяться програмно. У результаті отримуємо легке для сприйняття зображення.(Рис. 2.9)

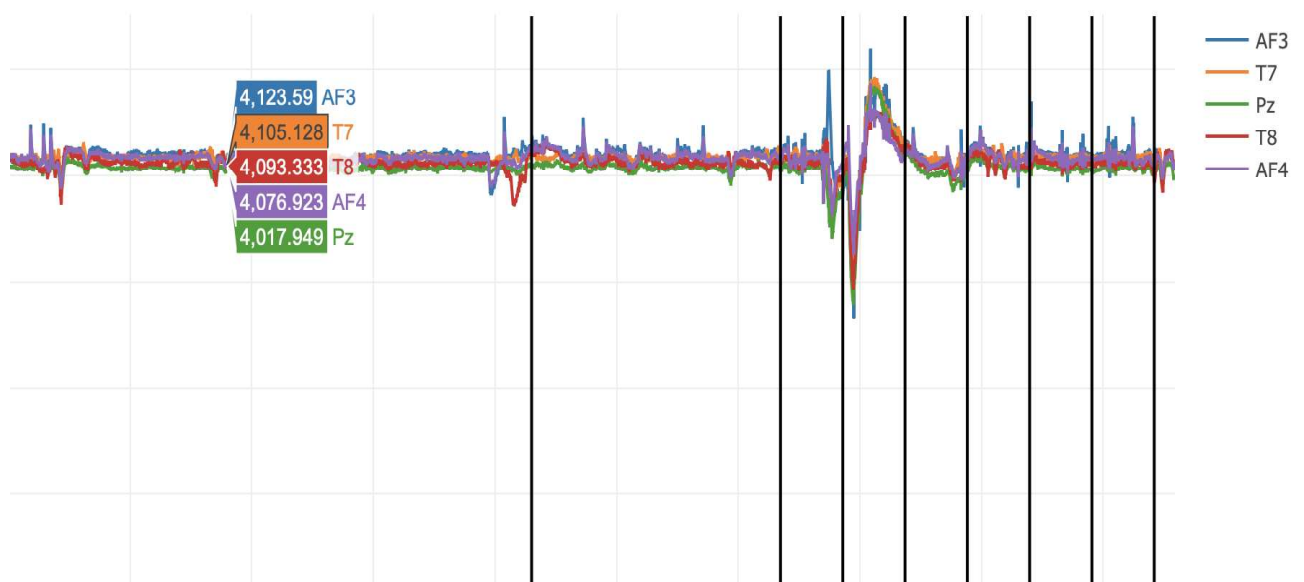


Рисунок 2.9 - Зведене зображення запису ЕЕГ та стимулів.

Висновки до розділу 2

У даному розділі було розглянуто основні концепції нейрокомп'ютерних інтерфейси, їх види та способи використання. Перераховано базові функції, які має виконувати НКІ. На основі цих даних було проаналізовано задачу побудови НКІ метою якого є запис експериментальних даних.

3 ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМИ ПОРТАТИВНОГО ЕЛЕКТОРЕНЦЕФАЛОГРАФА

У даному розділі розглянуто когнітивну електрофізіологію, підходи до аналізу електроенцефалограми. Способи та технології фільтрації, передобробки, нормалізації та зображення ЕЕГ-сигналів.

Було обрано десять (10) людей для проведення запису ЕЕГ, можемо називати їх A1, A2, A3 ... A10, з кожною людиною було проведено по п'ять (5) повторів експерименту та запису ЕЕГ-сигналу. Всі записи були зроблені з використанням цифрового електроенцефалографа EMOTIV Insight 5 Channel Mobile EEG. Піддослідні були в стані спокою, із відкритими очима. Різниця напруг записувалася в мілівольтах.

Всі записи ЕЕГ тривали півтори (1.5) безперервні хвилини, таким чином виробляючи 11520 зразків кожен, при частоті дискретизації 128 Hz. Перші 42 секунди кожного тесту записувалися значення базової лінії.

Обробка сигналу проводилася в програмному середовищі Jupyter Notebook . Обчислювалися спектральні значення ЕЕГ-сигналу і зберігалися смугою частот (4-30 Hz) для подальшої обробки. Наступні частоти були розділені на чотири смуги частот по ([4-8Hz, 8-14Hz, 14-17Hz, 17-30Hz]).

3.1 Передобробка даних

Аналіз та виявлення закономірностей у сигналі електроенцефалографа ускладнюється тим, що крім електричних потенціалів мозку на сенсори впливають ще й артефакти різного походження.

Артефакти у ЕЕГ-сигналі можна поділити на дві групи: фізичні і фізіологічні.

До фізичних артефактів відносяться, наприклад, перешкоди від електричних полів, що створюються пристроями які постачають та споживають електричний струм. Даного роду артефакти виглядають, як коливання синусоїдальної форми частотою 50 Гц, що накладаються на поточну ЕЕГ.

Фізіологічні артефакти пов'язані з проявами життєдіяльності організму і можуть мати наступне походження: потенціали, обумовлені активністю м'язів та потенціали, що виникають внаслідок руху очей (електроокулограмми, ЕОГ).

Тож перша стадія роботи з даними ЕЕГ - фільтрація артефактів.

На рисунку 3.1 наведено приклад запису ЕЕГ з артефактом - рухом очей.

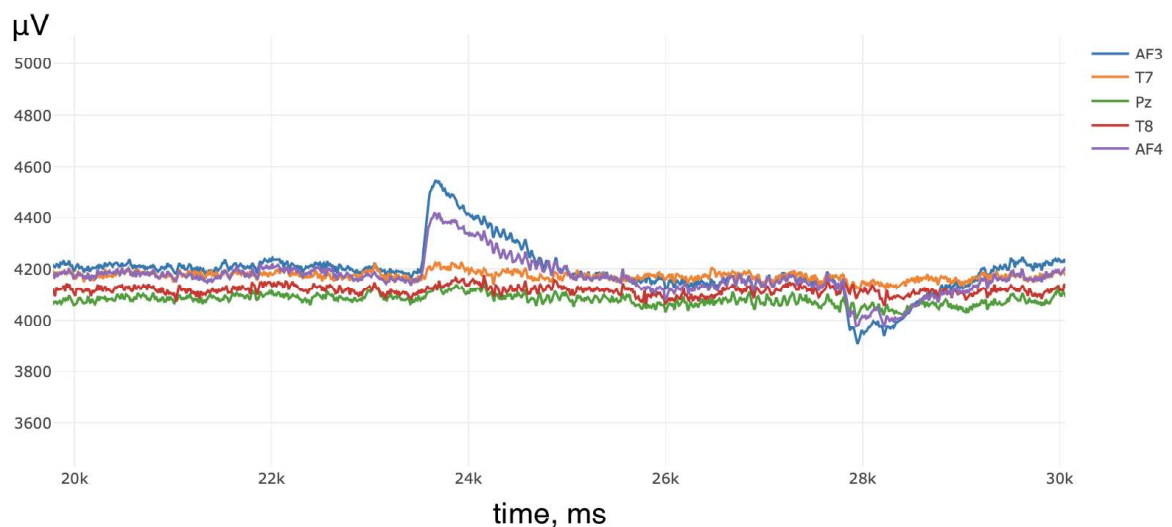


Рисунок 3.1 - Запис ЕЕГ піддослідного АЗ, до фільтрації

Фільтрація такого типу артефактів відбувається за допомогою алгоритму ICA (Independent component analysis). Даний алгоритм входить у стандартну збірку пакету 'mne'. На Рис. 3.2 зображено результат роботи алгоритма.

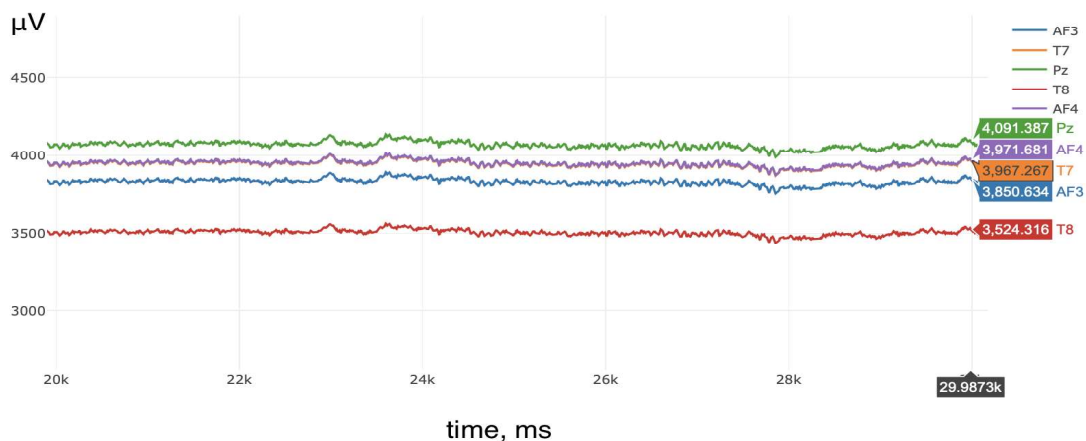


Рисунок 3.2 - Запис ЕЕГ піддослідного А3, після фільтрації

Інша поширений артефакт у країнах Європи - сталий синусоїдальний сигнал у районі 50 Hz (Рис. 3.3). У Америці даний артефакт буде присутній на частоті 60 Hz так як їх мережа працює на цій частоті. У межах даного дослідження дана завада не є істотною так як діапазон частот які аналізуються: 4 - 30 Hz.

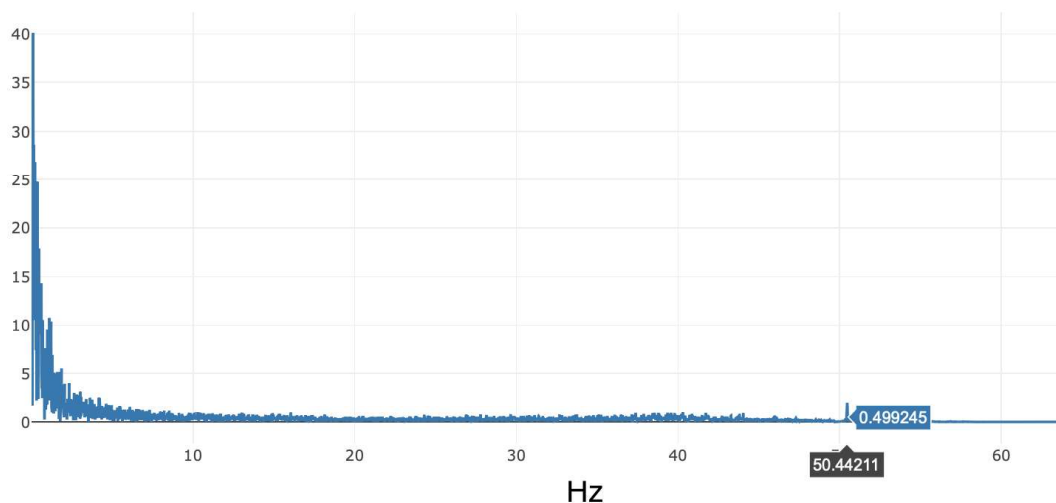


Рисунок 3.3 - Спектрограма ЕЕГ-сигналу піддослідного А0

3.2 Методи аналізу електроенцефалограми

Мета або основна ідея когнітивної електрофізіології полягає в тому, щоб спробувати зрозуміти як деякі процеси діяльності головного мозку, такі як процес запам'ятовування, мовлення або емоції, співставляються зі змінами динаміки роботи мозку. Шляхом вивчення електромагнітних хвиль, які мозок продукує під час обробки інформації. Це дуже загальна мета даної науки. Когнітивна електрофізіологія знаходиться на перетині між психологією або когнітивною наукою та неврологією і зокрема електрофізіологією. У когнітивній електрофізіології корисно думати про те, де на цьому спектрі між психологією та електрофізіологією знаходяться ваші дослідження, чи ваші дослідження більш орієнтовані на дослідження психологічної чи неврологічної сторони явища. Це дозволяє концентрувати увагу на релевантних дослідженнях у сфері когнітивної електрофізіології та як планувати постановку експеримента. Як тлумачити результати, які емпіричні та теоретичні рамки ставити.

3.2.1 Аналіз у часовій області

У більшості випадків, коли говорять про аналіз електроенцефалограми у часовій області, мають на увазі метод аналізу викликаних потенціалів, але важливо розуміти що це не єдиний метод аналізу в часовій області, аналіз фрактальної динаміки, але аналіз ВП, безсумнівно, є домінуючою формою аналізу в часовій області. На Рис. 3.4 зображено дані одного експерименту. На осі абсцис час, точка нуль відповідає часу коли візуальний стимул з'явився на екрані перед об'єктом. На рисунку 3.4, середня кількість всіх випробувань позначена жирною чорною лінією на графіку В.

Якщо n - номер випробування, а t - час який пройшов після n -ї події, кожне записане випробування може бути записано як: де це сигнал і це шум.

Отже середнє значення випробувань визначається формулою:

Таким чином, усереднюючи багато випробувань, ми можемо позбутися деяких шумів і зосередитися на дійсно важливих частинах сигналу, альтернативна інтерпретація полягає в тому, що багато хто з цих динамік(шумів) є насправді сигналом, і є значущими для дослідження когнітивного процесу, але вони не є синхронізованими за фазою, а отже, втрачаються в часовій області.

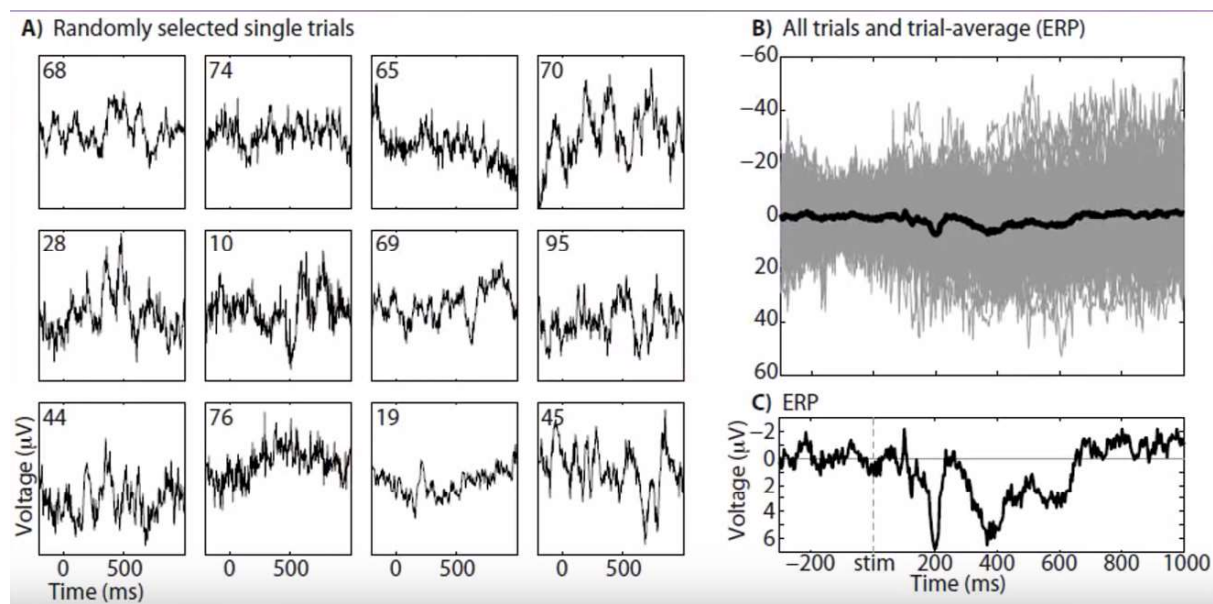


Рисунок 3.4 - приклад аналізу методом викликаних потенціалів

Загальна ідея, яка лежить в основі інтерпретації викликаних потенціалів(Рис. 3.5), полягає в тому, що існує послідовність когнітивних операцій(позначено p_1 , p_2 , p_3 на Рис. 3.5), що відбуваються в мозку, і деякі з цих когнітивних операцій спостерігають як піки або прогини викликаних потенціалів. Модель заснована на припущенні що існують

послідовні когнітивні модулі, які активуються, і вони відображаються у вигляді піків, а також зміни полярності.

Переваги:

- Розрахунок ВП дуже проста математична операція.
- Багаторічний досвід та велика кількість наукових робіт на базі методу ВП.

Недоліки:

- Втрачаються локальні артефакти та артефакти пов'язані з фазою сигналу.
- Недосліджений біологічний механізм.

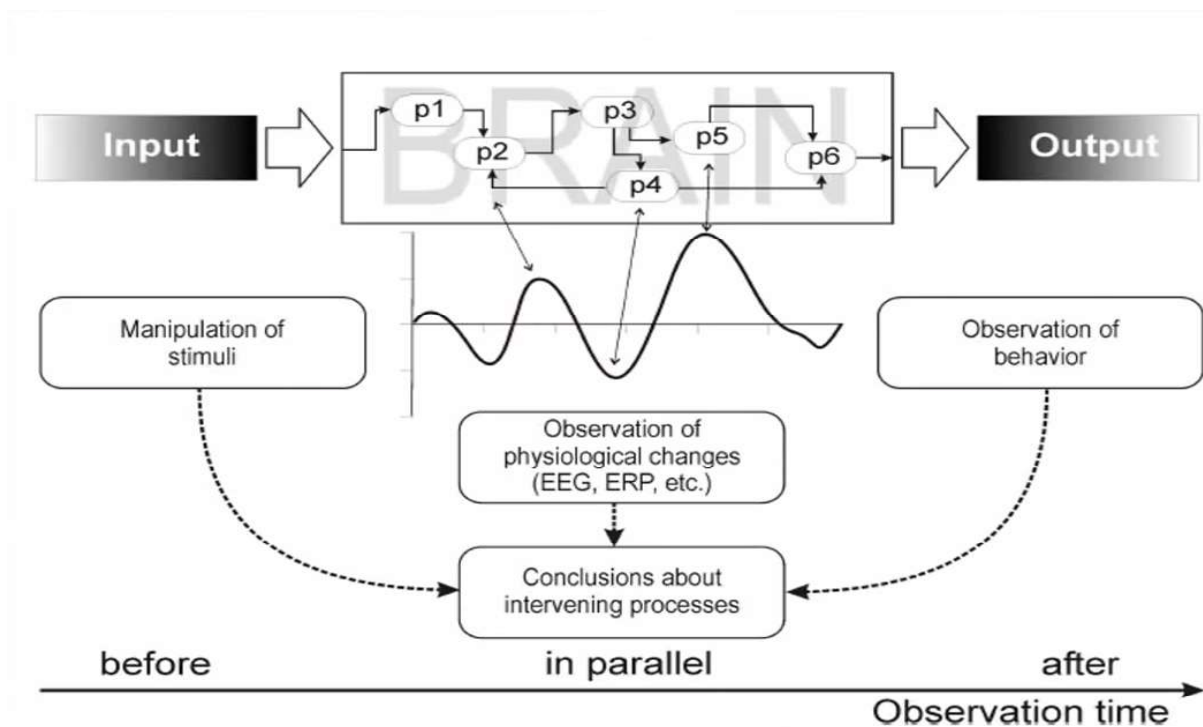


Рисунок 3.5 - принцип основи аналізу ВП

3.2.2 Аналіз у частотній області

Ідея аналізу електроенцефалограми у частотній області полягає в тому, щоб представити і проаналізувати сигнал не як набір послідовних точок у часі, а як набір різних частот, як зображено на Рис. 3.6. Якщо ми розглянемо сигнал A1, його дуже легко аналізувати, і його вигляд у частотній області показує активність тільки на одній частоті, але якщо ми

подивимось на сигнал C2, його вже не так легко аналізувати як функцію зміни у часі, але якщо ми подивимось на його розклад у частотній області, ми одразу можемо ідентифікувати з яких компонент складається вихідний сигнал.

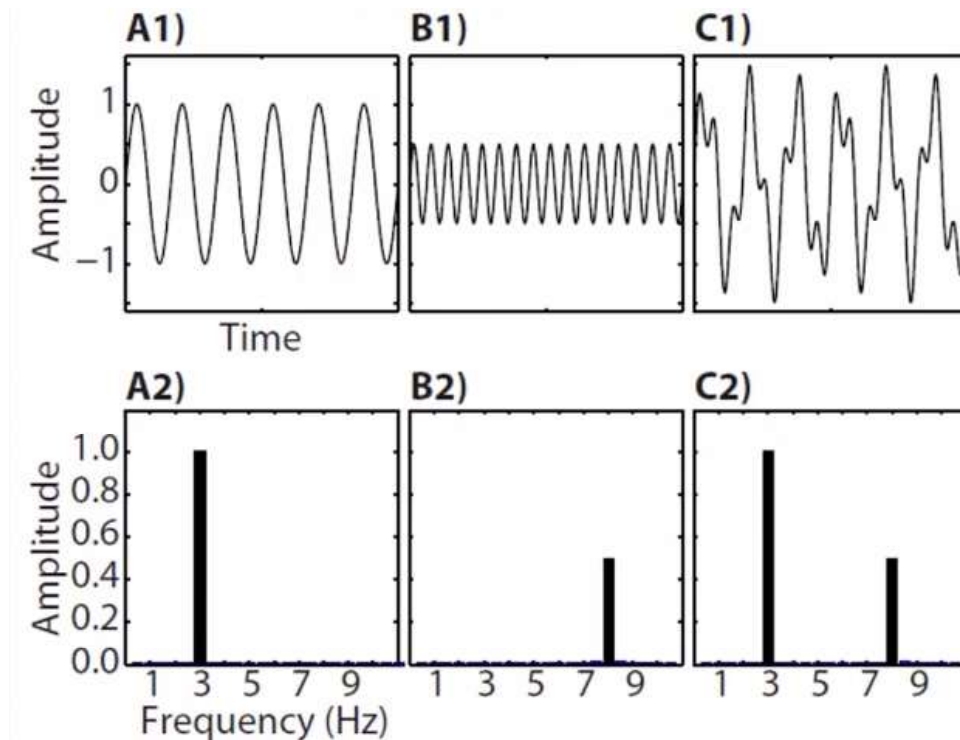


Рисунок 3.6 - зображення сигналу у часовій та частотній областях.

Отже, одним з найвикористовуваних методів для переходу з часової до частотної області є перетворенням Фур'є, яке було висунуто Джозефом Фур'є. Теорема Фур'є каже, що будь-який сигнал може бути виражений або представлений як комбінація різних синусоїдних хвиль, кожна з яких має різну частоту амплітуди і фази.

Перетворення Фур'є функції математично визначається як комплексна функція, яка задається інтегралом:

Переваги:

- Швидка обробка сигналу
- Універсальність

- Не втрачається інформація про вхідний сигнал

Недоліки:

- Має сенс використовувати лише для стаціонарних сигналів, а сигнали головного мозку дуже нестаціонарні.
- У перетворенні Фур'є часова характеристика сигналу обфускована.

3.2.3 Аналіз у частотно-часовій області

Практично будь-який нестаціонарний у часі сигнал можливо розділити на достатньо короткі часові інтервали, на яких сигнал був стаціонарним в кожній секції. Частотно-часовий аналіз найчастіше виконується шляхом сегментування сигналу на короткі періоди і оцінки спектру плаваючих вікон. Тобто до кожного вікна застосовується метод частотного аналізу, наприклад перетворення Фур'є, це дозволяє отримати чітке представлення про частотну характеристику сигналу, при цьому не втрачаючи часові характеристики сигналу. Ці частотні спектри потім упорядковуються на відповідній часовій шкалі і утворюють тривимірну картину (час, частоту, потужність). (Рис. 3.7)

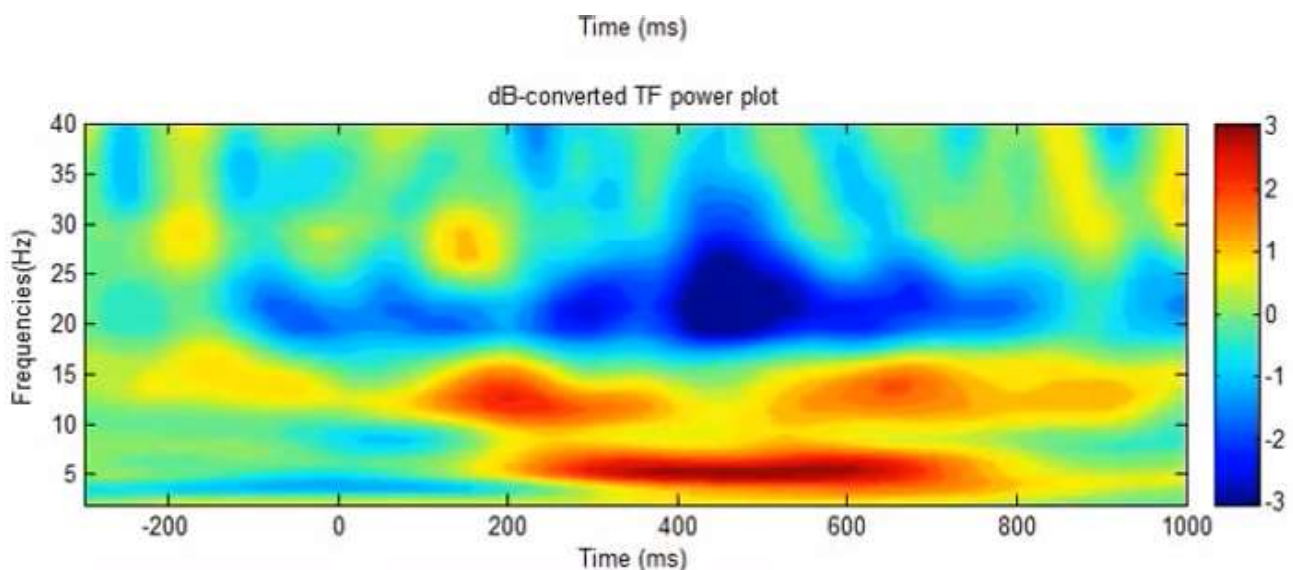


Рисунок 3.7 - Приклад спектрограми ЕЕГ-сигналу

Переваги:

- Дає найбільш точне представлення процесів, які відбуваються у мозку
- Гнучкий апарат для аналізу сигналів
- ЕЕГ-сигнали ще досить мало піддавалися частотно-часовому аналізу

Недоліки:

- Знижує роздільну здатність у часовій області

У представленому дослідженні використовуються методи частотно-часового аналізу, а саме - вейвлет перетворення.

На відміну від дискретного перетворення Фур'є, що розглядає сигнал, як стаціонарний, безперервне вейвлет-перетворення (БВП) дозволяє відстежити динаміку зміни гармонійних складових сигналу з плином часу [18].

Неперервне вейвлет-перетворення визначається як скалярний добуток вихідного сигналу $x(t)$ і дочірньої вейвлет-функції

Тут $W(\tau, a)$ - коефіцієнти вейвлет-розкладання;

τ, a - параметри тимчасового зсуву і масштабу відповідно;

оператор $*$ означає комплексне сполучення.

Дочірні вейвлет-функції утворюються шляхом операцій зсуву і масштабування і пов'язані з нею співвідношенням:

Наприклад у аналізі електроенцефалограми зазвичай використовують вейвлет Морле (Рис. 3.8)

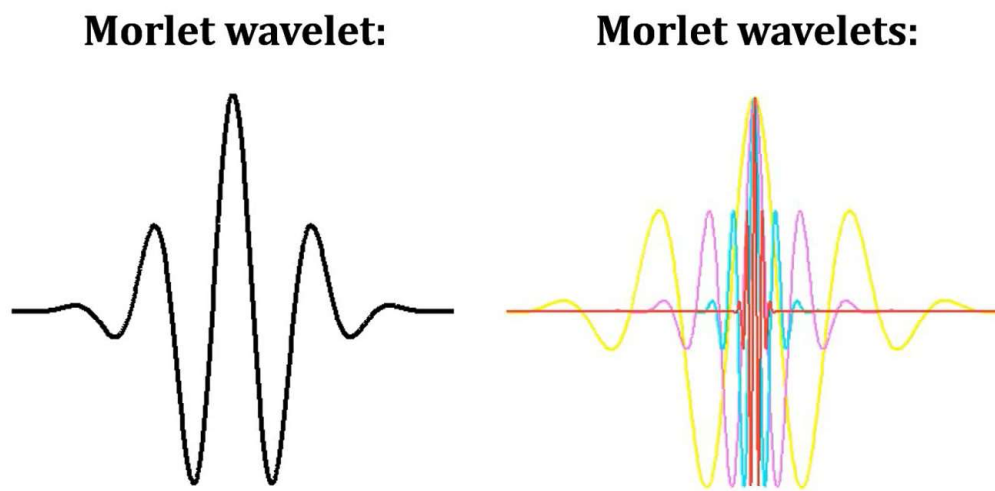


Рисунок 3.8 - материнський вейвлет Морле та похідні вейвлети.

Вейвлет Морле формується як добуток двох функцій :

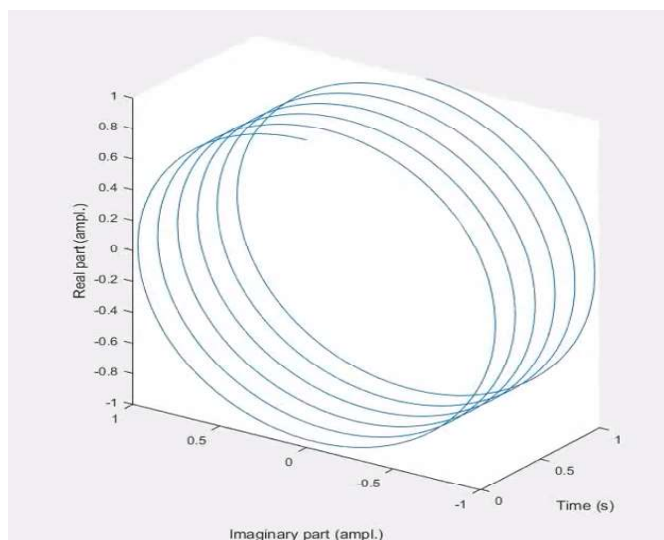


Рисунок 3.9 - Приклад комплексної синусоїди на проміжку $[-1;1]$

та ,

де a, b, c - довільні дійсні числа.

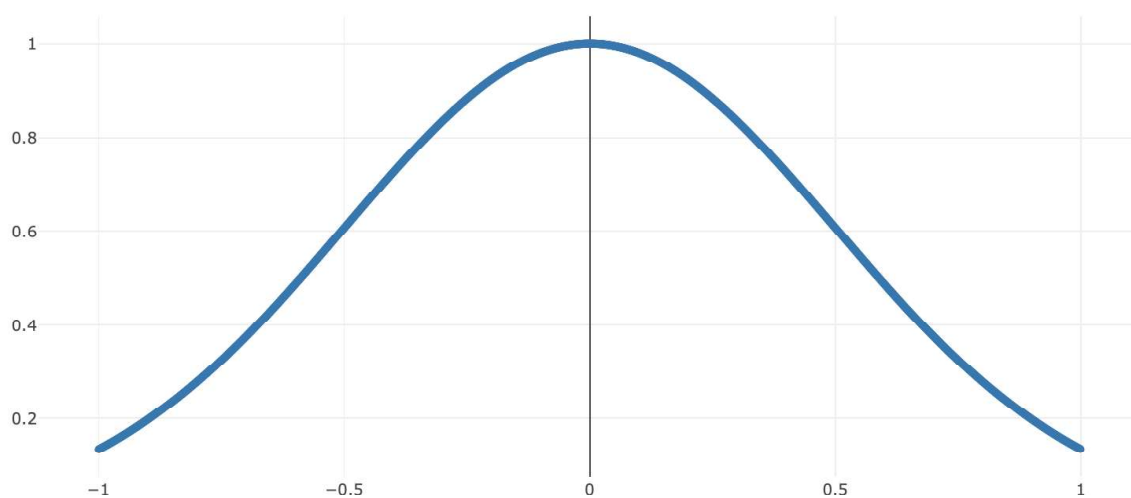


Рисунок 3.10 - Приклад гаусової функції на проміжку $[-1;1]$

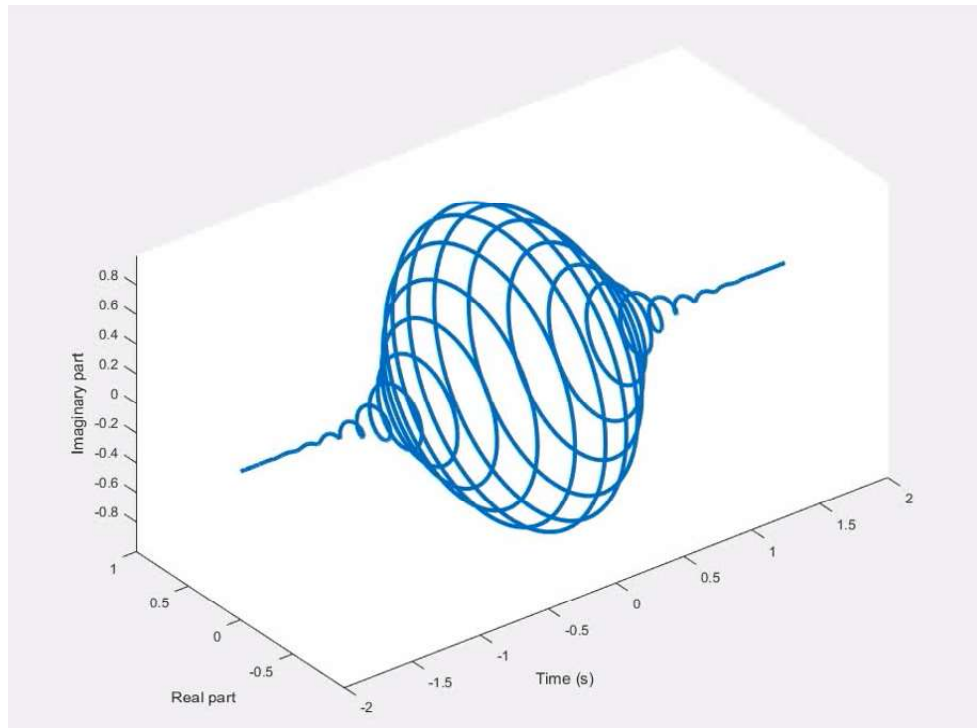


Рисунок 3.11 - Приклад вейвлета Морле на проміжку $[-1;1]$

Вейвлети Морле завжди мають гауссову форму в частотній області (Рис. 3.12), що дуже зручно, тому що дана властивість зменшує вплив артефактів алгоритмів обробки сигналу, у часовій області або в частотній області. Вейвлети, дуже потужні і дуже зручні при аналізі даних в області неврології, так як вони не містять гострих країв в частотній та в часовій області.

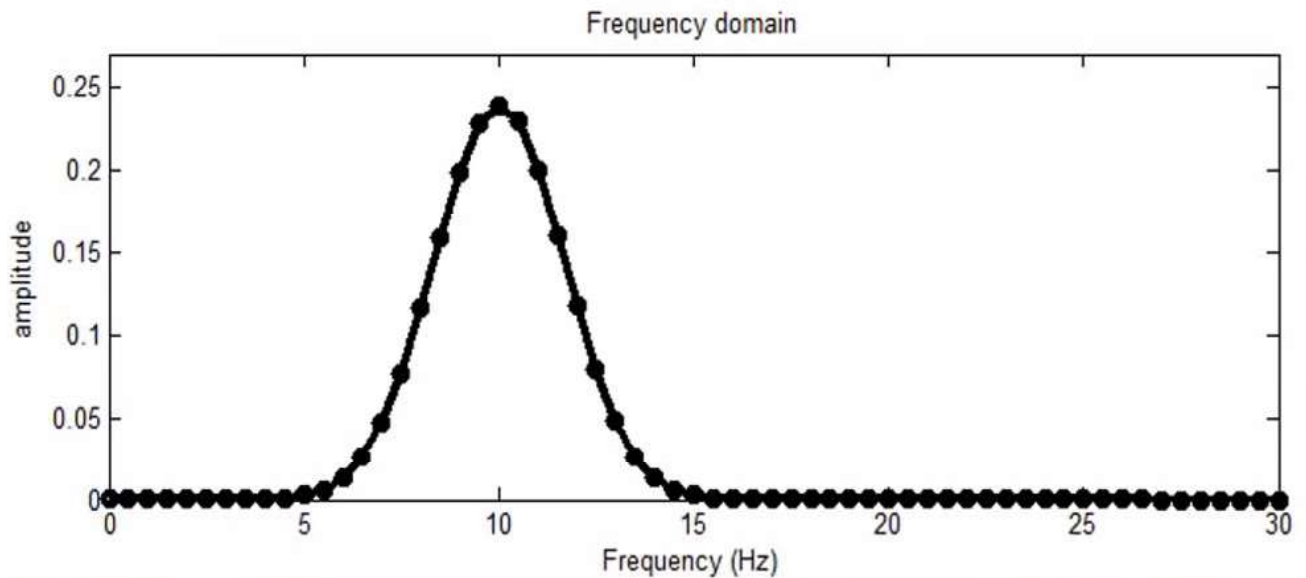


Рисунок 3.12 - Вейвлета Морле у частотній області

3.2.4 Лінійна згортка сигналів

Згортка — математична операція двох функцій та , що дозволяє отримати третю функцію:

Вираз згортки у вигляді суми аналогічний інтегралу згортки, що використовується в теорії лінійних аналогових систем. Проте, дискретна згортка має не лише теоретичне значення за аналогією з інтегралом згортки, а і безпосередньо застосовується при реалізації дискретних систем.

Процес згортки сигналу з вейвлет функцією продемонстровано на Рис. 3.13

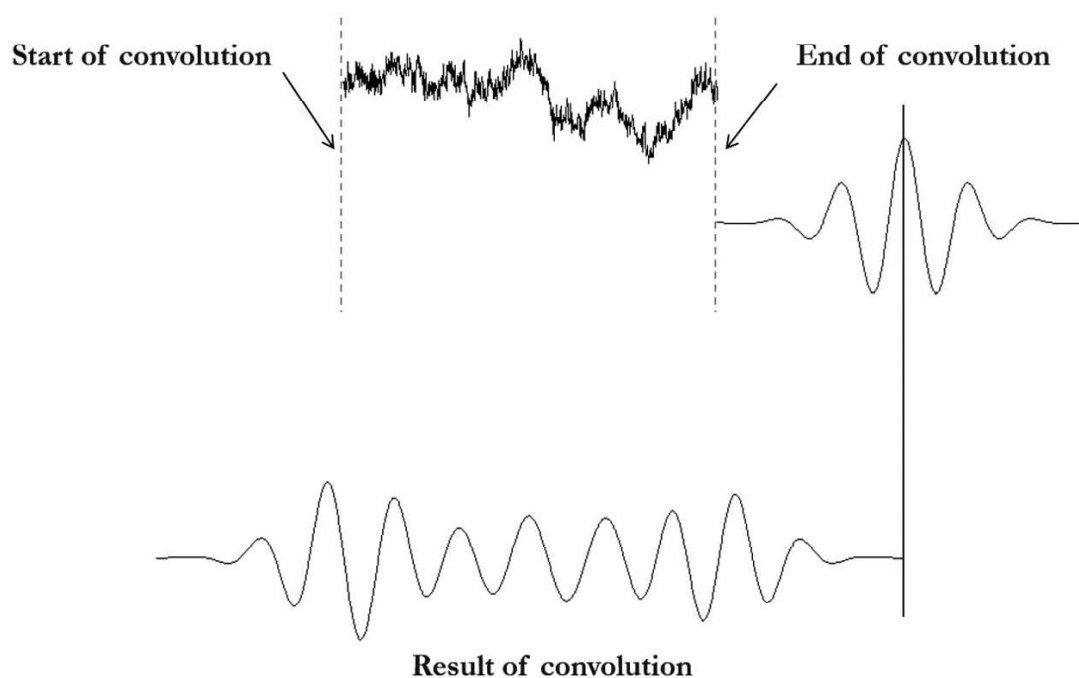


Рисунок 3.13 - Процес згортки сигналу с вейвлет функцією

У обробці ЕЕГ згортка використовується для фільтрації та розбиття сигналу на дискретні частотні складові. На рисунку 3.14 зображено перехід до частотної області, фільтрацію сигналу електроенцефалограми для одержання компоненти 7 Hz та повернення до часової області.

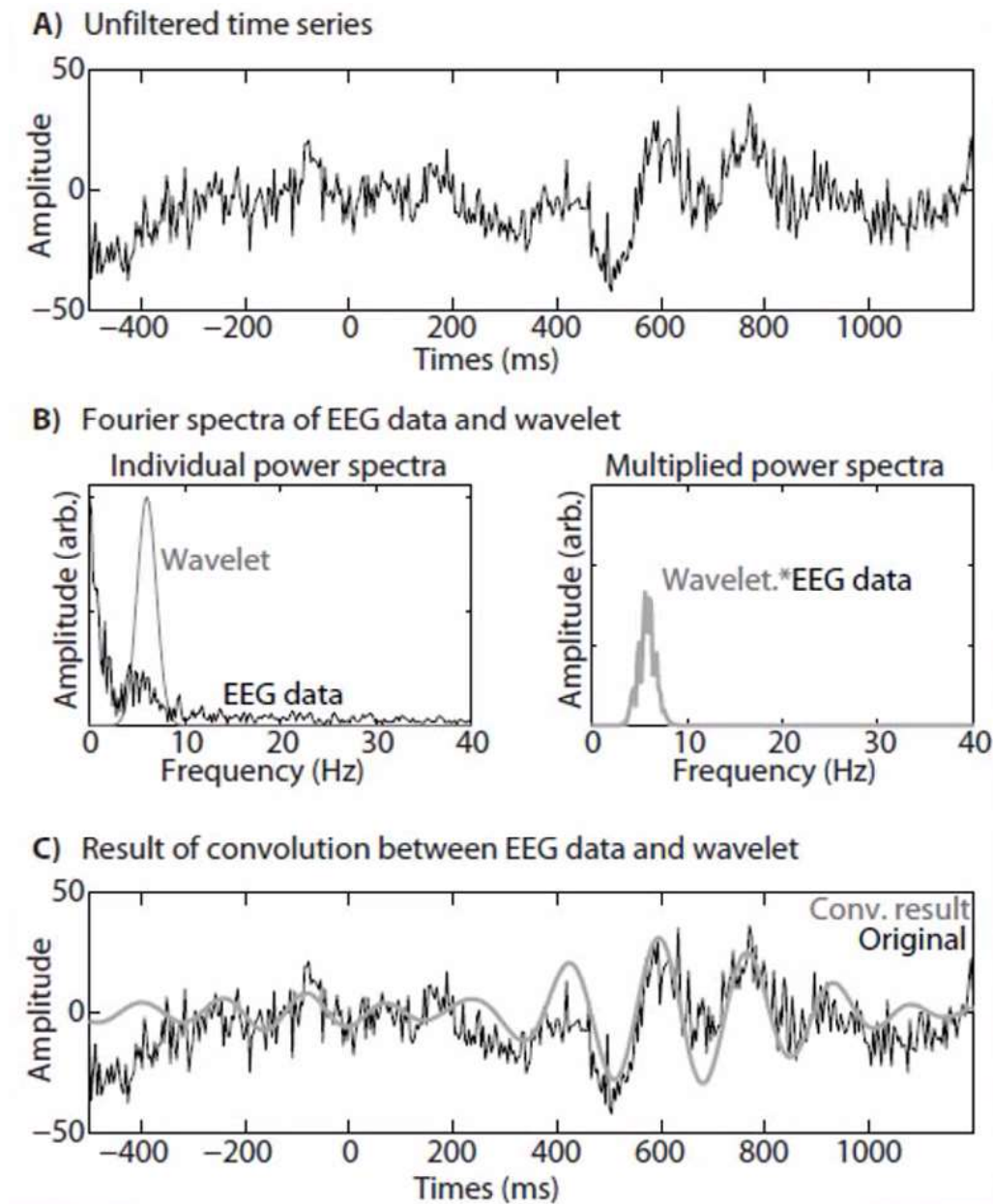


Рисунок 3.14 - Смугова фільтрація з використанням вейвлет функції

Звичайно, процес згортки сигналу з вейвлет функцією можна виконувати й у часовій області, але, залежно від довжини сигналу, ця операція може бути дуже повільною. Тому частіше всього згортку сигналів замінюють на множення у частотній області.

Теорема згортки. (Рис 3.15)

Згортка в часовій області еквівалентна множенню в частотній області; множення в часовій області еквівалентно згортці в частотній області. Це означає, що для виконання згортки двох сигналів можна перевести їх в частотну область, помножити їх спектри і перевести їх назад в часову область. Така операція виглядає громіздко. Однак з появою алгоритмів ШПФ, що дозволяють швидко обчислювати перетворення Фур'є, обчислення згортки через частотну область стало широко використовуватися. При значних довжинах ядра згортки такий підхід дозволяє в сотні разів скоротити час обчислення згортки.

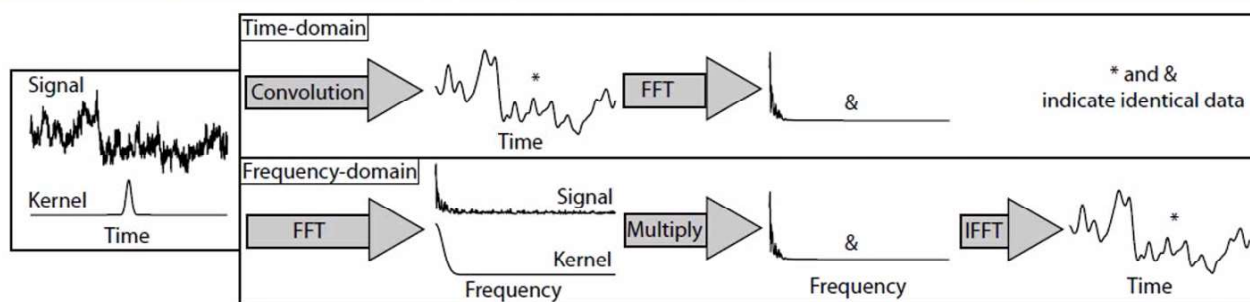


Рисунок 3.15 - Порівняння операцій у частотній та часовій областях.

3.3 Нормалізація сигналу

Основна причина нормалізації сигналу електроенцефалограми - степеневий закон залежності потужності сигналу та частоти. А у випадку ЕЕГ-сигналів це означає, що потужність сигналу характеристик активності головного мозку які відповідають за стан малої сконцентрованості (Тета хвилі) завжди більша ніж хвилі які характерні для станів підвищеної пильності (Бета хвилі). (Рис. 3.16)

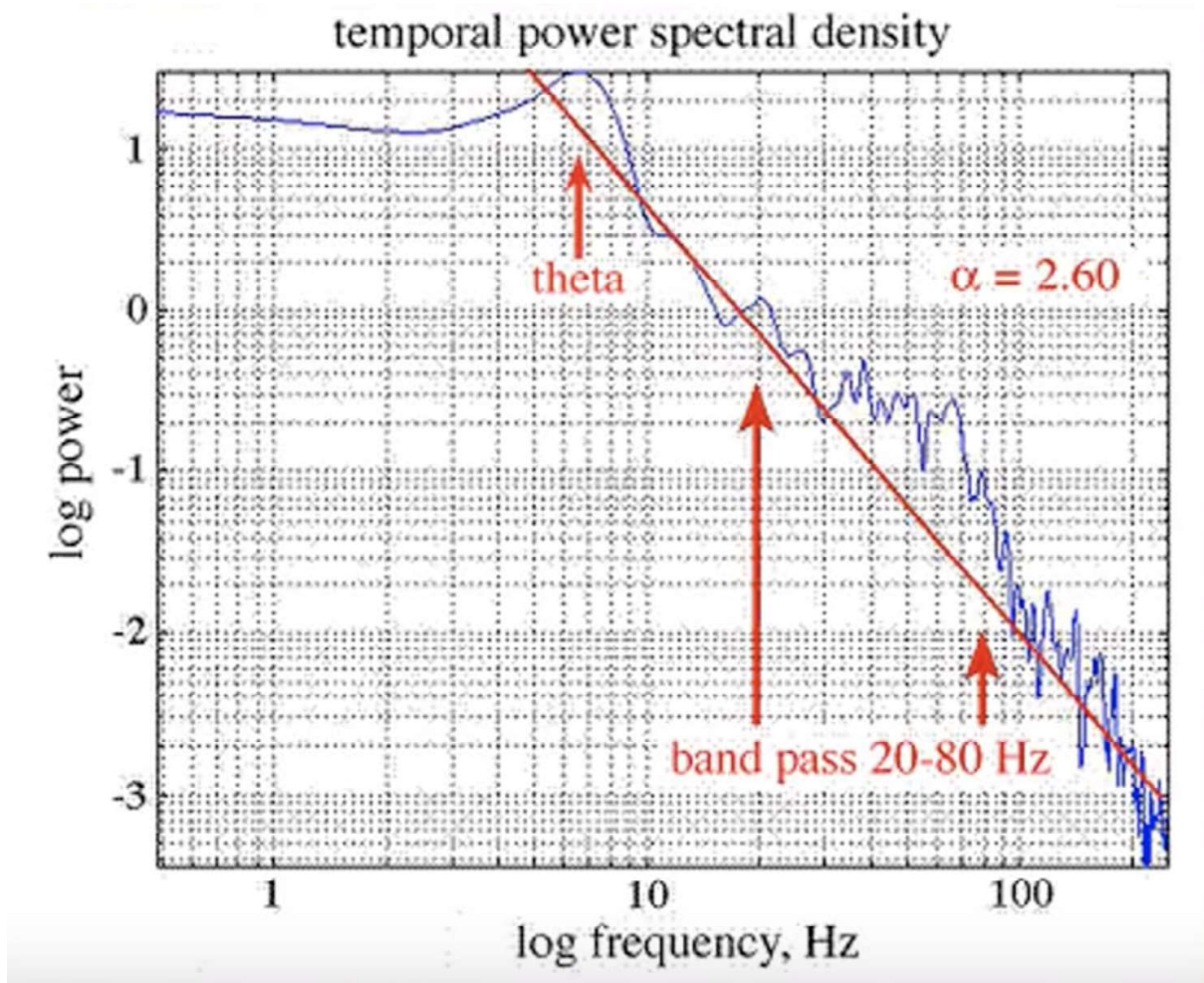


Рисунок 3.16 - Спектри потужності відповідають , крім потужності в тета і бета-гамма[19]

Степеневий закон це емпіричне спостереження, що амплітуда коливань конкретної частотної смуги, як правило, зменшується зі збільшенням частоти, і це викликає декілька інтерпретаційних і статистичних проблем. У такому випадку неможливо використовувати лінійну корекцію базової лінії (наприклад відняти рівень попереднього стимулу), для вирішення цієї проблеми необхідна нелінійна корекція сигналу, яка враховує степеневий закон. Найбільш поширеною функцією для вирішення даної проблеми є використання відношення:

$$,$$

де відповідає значенням сигналу, а - середнє значення потужності сигналу у конкретній частоті.

3.4 Виокремлення ключових характеристик

Через те що люди по різному реагують на зовнішні стимули, і конкретно на візуальні стимули, які використовуються в даному дослідженні, та спираючись на минулі дослідження[], було вирішено використовувати статистичні показники кожного діапазону частот та з кожного сенсору окремо як характеристики. На Рис 3.17 та на Рис 3.18 зображено спектрограми користувача A1 та A2 відповідно.

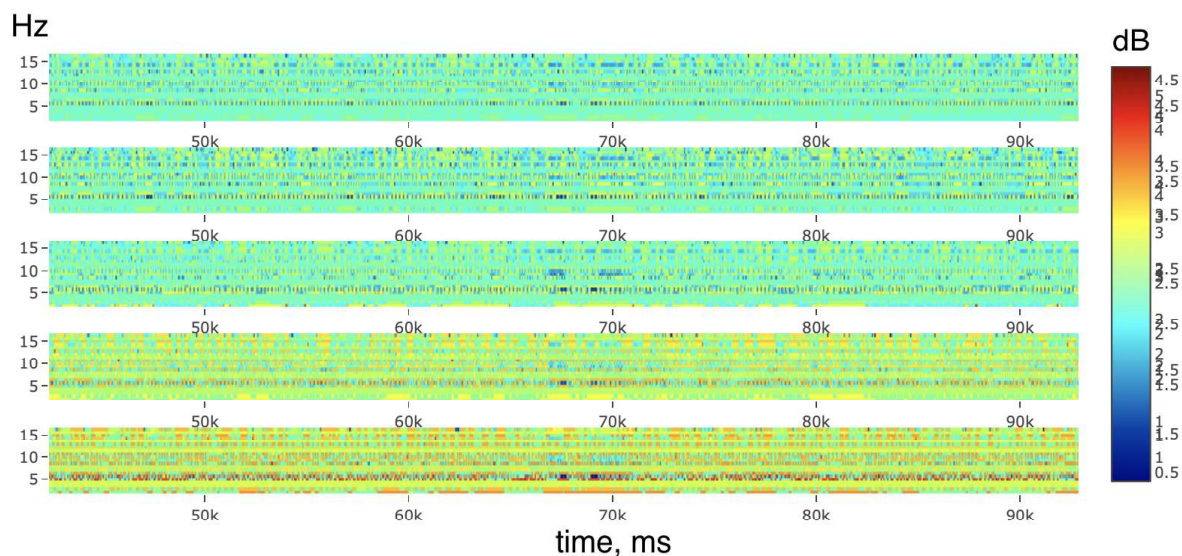


Рисунок 3.17 - Спектрограма ЕЕГ-сигналу користувача A1

Кожен тест складається з п'яти візуальних стимулів, які змінюють один одного кожні п'ять секунд. Отже на кожний дослід ми маємо п'ять сенсорів, які зчитують інформацію та п'ять етапів експерименту, тож виходить двадцяти п'яти вимірний вектор характеристик генерується для кожного користувача. На основі цього вектора алгоритм класифікації буде приймати рішення, до якого класу віднести користувача який намагається скористатися системою.

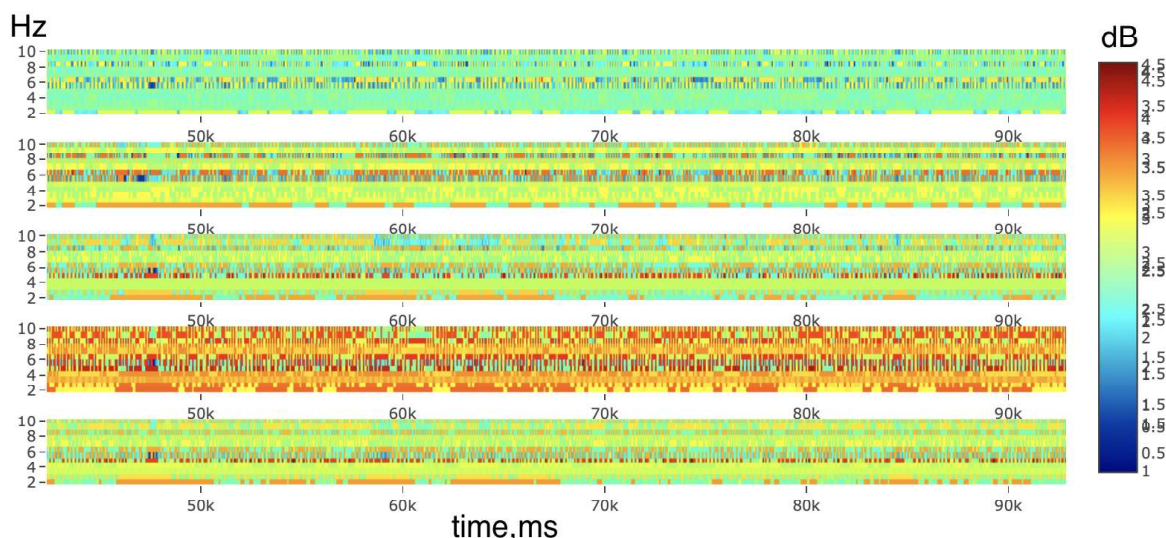


Рисунок 3.18 - Спектрограма ЕЕГ-сигналу користувача А2

3.4 Унікальні характеристики досліджуваного сигналу

Під час аналізу частотно-часових характеристик отриманих зразків сигналу електроенцефалограми у частотному діапазоні 4-10 Hz (Альфа хвилі) було виявлено паттерни у даних з сенсорів AF3 та Pz, які знаходяться найближче до центрів обробки, співставлення та сприйняття візуальної інформації. З інформації у цих частотах можна судити про спокійний розслаблений стан об'єкта, та чіткі характеристики підвищеного рівня енергії у часових проміжках під час візуального стимулу. Ці характеристики доволі ярко виражені і їх можна проілюструвати на прикладі спектрограм двох об'єктів дослідження. На рис. 3.19 та 3.20 зображено випробування №1 та випробування №2 об'єкта А1 відповідно.

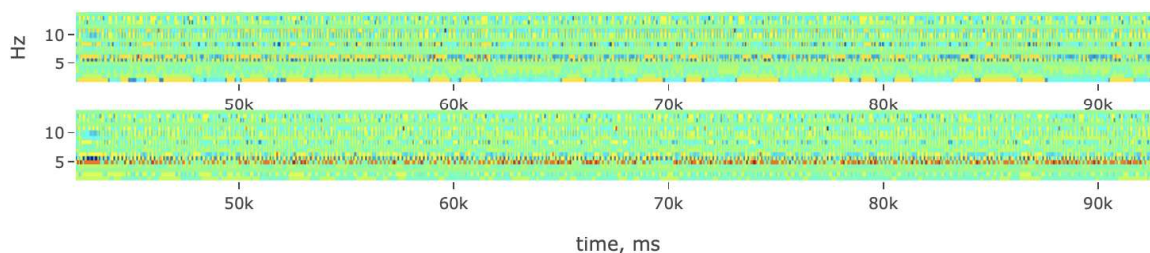


Рисунок 3.19 - Спектрограма ЕЕГ випробування №1 об'єкта А3

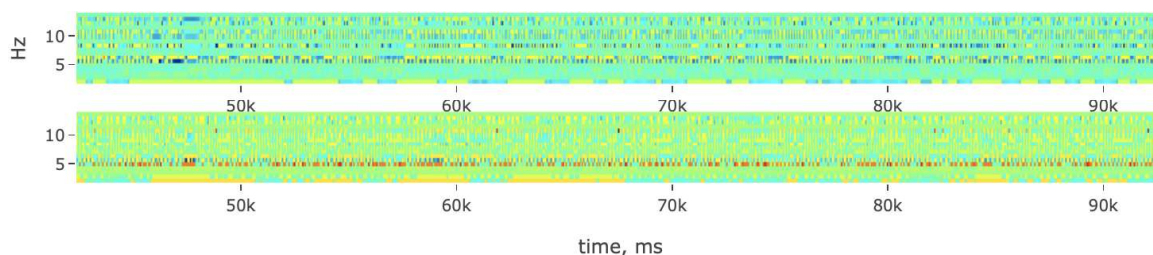


Рисунок 3.20 - Спектрограма ЕЕГ випробування №3 об'єкта А3

На рис. 3.21 та 3.22 зображено випробування №1 та випробування №2 об'єкта А1 відповідно. З спектрограм явно видно, що незважаючи на приблизно один рівень загальної енергії в цьому діапазоні частот, обробка візуальної інформації індивідом різниться від людини до людини.

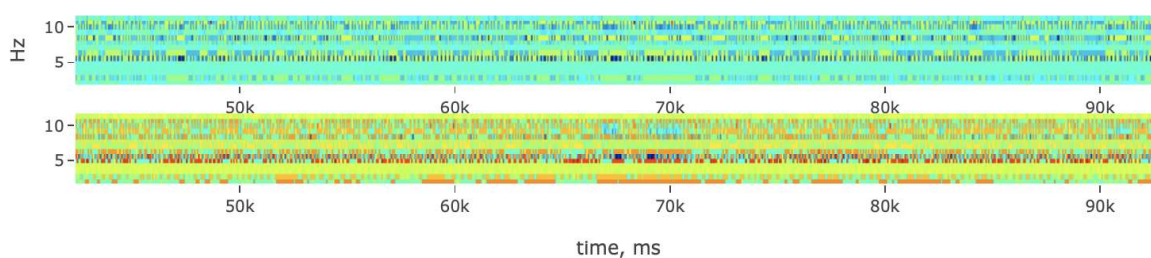


Рисунок 3.21 - Спектрограма ЕЕГ випробування №3 об'єкта А1

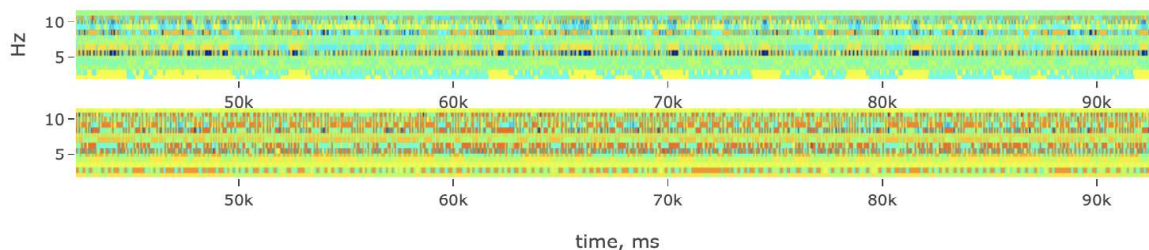


Рисунок 3.22 - Спектрограма ЕЕГ випробування №3 об'єкта А1

Отже, ми можемо зробити висновок що портативним електроенцефалографом можливо заховити індивідуальні особливості обробки інформації мозком. Це підтверджує попередні дослідження у використанні ЕЕГ-сигналу як біометричної ознаки і показують, що існують вагомі докази того, що мозкові хвилі різних людей містять відмінні домінантні характеристики, які можна застосовувати для вирішення задачі аутентифікації.

Також це підтверджує припущення про можливість практичної реалізації біометричної системи аутентифікації на основі портативного апарата для зчитування ЕЕГ. У попередніх дослідженнях[20,21], було показано, що ЕЕГ-сигнали, записані з невеликого числа електродів, можуть бути достатніми для класифікації у реальному часі, що є одним з ключових факторів у практичній реалізації практичної системи аутентифікації. Але дані у роботах [20,21] були зібрані з допомогою медичних приладів з високою частотою дискретизації сигналу ЕЕГ та у лабораторних умовах. Також найменшою кількістю електродів було 8. У даній роботі показано що за допомогою портативного пристрою ЕЕГ-гарнітури з п'ятьма напівсухими електродами, можливо зчитувати сигнали у якому можна виділити унікальні характеристики.

3.5 Класифікація даних електроенцефалограми

Задача класифікації сигналу електроенцефалограми полягає у представленні сирих даних через вектори характеристик, які у свою чергу подаються на вхід моделі класифікатора для тренування, а потім й для класифікації нових даних. Для тренування та валідації моделі дані учасників експерименту було поділено у співвідношенні 80/20. Де 80 відсотків даних використовується для тренування моделі, а 20% для валідації отриманої моделі. Для класифікації було обрано два класичні алгоритми класифікації : метод опорних векторів та наївний Баєсів класифікатор. На вхід моделям для тренування та класифікації подаються домінантні спектральні характеристики сигналів у діапазонах 5-8 Hz, 8-11Hz, 11-17Hz, 17-25Hz. На виході ми отримуємо клас до якого належить об'єкт з даними характеристиками, у випадку власника даних - 1, у випадку будь-кого крім власника - 0.

3.5.1 Метод опорних векторів

Метод опорних векторів - це лінійна модель для вирішення проблем класифікації та регресії. Ця модель може вирішувати лінійні і нелінійні проблеми, а її застосунки доводять практичну цінність даної моделі. Ідея методу опорних векторів проста: алгоритм розраховує гіперплощину, яка розділяє дані на класи.

Для класифікації було використано імплементацію SVM з пакету відкритого програмного забезпечення sklearn. Результати класифікації за допомогою даного алгоритму представлено у вигляді матриці збіжності (Таблиця 3.1)

Таблиця 3.1 - Результати класифікації з допомогою алгоритму опорних векторів

| | |
|--|---------------|
| | Фактичні дані |
|--|---------------|

| Спрогнозовані дані | | Власник даних | Шахрай |
|--------------------|---------------|---------------|--------|
| | Власник даних | 0 | 0 |
| | Шахрай | 10 | 40 |

3.5.2 Гаусовий наївний Баєсів класифікатор

Методи наївних Баєсових класифікаторів - підмножина методів машинного навчання з учителем. Головною ідеєю цього сімейства алгоритмів є використання теореми Баєса з “наївним” припущенням щодо умовної незалежності між кожною парою характеристичних векторів, при конкретному значенні класу.

,

де - клас, a - вектор характеристик,

— апіорна ймовірність того, що користувач який розблоковує пристрій являється власником даних, не зважаючи на його статистичні ЕЕГ показники;

— умовна ймовірність того, що користувач буде мати дані статистичні характеристики електроенцефалограми, при умові що він є власником даних

— ймовірність того що особа яка є власником даних має дані характеристики електроенцефалограми

— ймовірність того що дані статистичні показники ЕЕГ трапляються у виборці.

Результати класифікації за допомогою даного алгоритму представлено у вигляді матриці збіжності (Таблиця 3.2)

Таблиця 3.2 - Результати класифікації з допомогою алгоритму наївного баєсового класифікатора

| | Фактичні дані | | |
|--------------------|---------------|---------------|--------|
| Спрогнозовані дані | | Власник даних | Шахрай |
| | Власник даних | 15 | 5 |
| | Шахрай | 5 | 25 |

З результатів класифікації даних за допомогою двох типів класифікаторів видно, що гаусовий наївний Баєсів класифікатор набагато краще впорався з поставленою задачею.

ВИСНОВКИ

Доступні засоби для зняття ЕЕГ- сигналів почали з'являтися лише десять років тому, у 2008-2009 роках , незважаючи на це, вчені побачили потенціал у застосуванні сигналів електроенцефалограми ще на початку двотисячних. Ці ранні дослідження характеризувалися великою технічною складністю проведення експерименту, стресом для об'єкта дослідження (що в свою чергу впливало на результати) та малою роздільною здатністю сенсорів зі сторони отримання даних. Малими швидкостями передачі даних мережею та малими потужностями комп'ютерів. Незважаючи на ці перешкоди було вироблено практики передобробки(ІСА, регресія), аналізу(часовий, частотний, частотно-часовий), фільтрації та класифікації (SVM, методи байєсовських класифікаторів та ін.) на базі читань електроенцефалографа. Почали вестися бази даних з необробленими даними електроенцефалограм, на даному етапі ці бази даних розрізнені, не мають чіткого стандарту (окрім стандарту файлів електроенцефалограми).

У існуючих дослідженнях можливостей аутентифікації з електроенцефалограмою у якості біометрії використовувалися лише великі стаціонарні електроенцефалографи, а отже їх застосунки дуже лімітовані. У 2008-2009 роках почали з'являтися перші портативні електроенцефалографи, дана робота є пошуком вирішення проблеми використання електроенцефалографії у якості біометрії з використанням портативного електроенцефалографа з малою кількістю сенсорів (п'ять).

У даній роботі було проведено аналіз даних знятих з допомогою ЕЕГ- гарнітури, на основі отриманих характеристик було виконано тренування алгоритмів класифікації, результатом є байєсовський класифікатор зі значенням хибно-позитивної класифікації 10%.

Хоча за допомогою сучасних портативних електроенцефалографів можна виявити унікальні характеристики ЕЕГ-сигналу людини, якість сухих сенсорів потребує покращання. Хоча частота дискретизації у 128 Hz теоретично дозволяє вимірювати сигнали з частотою до 64 Hz, практично дане значення знаходиться у діапазоні до 25 Hz, так як вище цього значення спостерігається хаотичний сигнал, який неможливо інтерпретувати як біологічні процеси, а саме в цьому діапазоні міститься інформація про інтенсивну інтелектуальну діяльність індивіда.

Також подальшого дослідження потребують специфічні алгоритми попередньої обробки сигналу, так як існуючі не підходять для використання у зв'язці з портативними електроенцефалографами - гарнітурами. Використаний алгоритм ICA потребує більше каналів даних (найкраще даний алгоритм працює з щонайменше дванадцятьма сенсорами) тому у даному застосунку з неістотною інформацією було також втрачено й істотну інформацію, яку містив сигнал, що погіршило результати. Інший алгоритм регресії, що часто застосовується для передобробки даних ЕЕГ, працює лише з використанням допоміжних датчиків, але дає змогу працювати з малою кількістю сенсорів.

У наш час все частіше з'являються ініціативи впровадження електроенцефалограми у повсякденне життя людини, що веде за собою активний розвиток портативних технологій її зчитування. Подальше дослідження аутентифікації на базі ЕЕГ-сигналу буде сконцентровано на вирішенні проблеми передобробки сигналів та удосконаленні існуючих технологій зчитування ЕЕГ-сигналів. Також необхідно провести дослідження на більшій групі людей з різними соціальними та віковими статусами.

Особливої уваги та вивчення заслуговують алгоритми класифікації. Першочерговою задачею для подальшого дослідження є збір якомога більшого об'єма даних, що в свою чергу дасть можливість випробувати більш потужні алгоритми класифікації, такі як алгоритм бустингу, а також

експериментувати з виділенням нових характеристик для SVM та регулювати штрафи для виокремлення особливих точок.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Chui C.K. An Introduction to Wavelets. Vol 1. San Diego: Academic Press, 1992.
2. Matsumoto, T., Matsumoto, H., Yamada, K., Hoshino, S.: ‘Impact of artificial gummy fingers on fingerprint systems’. Proc. SPIE, Electronic Imaging, 2002, pp. 275–289
3. Singh, Y.N., Singh, S.K., Ray, A.K.: ‘Bioelectrical signals as emerging biometrics: issues and challenges’, ISRN Signal Process., 2012, 2012, pp. 1–13, doi: 10.5402/ 2012/712032
4. M. Abo-Zahhad, S. M. Ahmed, S. N. Abbas, "State-of-the-art methods and future perspectives for personal recognition based on electroencephalogram signals", IET Biometrics, vol. 4, no. 3, pp. 179-190, 2015.
5. E. Neidermeyer, “Historical Aspects,” in Electroencephalography: Basic Principals, Clinical Applications, and Related Fields, E. Neidermeyer and F. Lopes da Silva, Eds., pp. 1–15, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, Pa, USA, 5th edition, 2005.
6. J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, “Brain-computer interfaces for communication and control,” Clinical Neurophysiology, vol. 113, no. 6, pp. 767–791, 2002.
7. Singh, Y.N., Singh, S.K., Ray, A.K.: ‘Bioelectrical signals as emerging biometrics: issues and challenges’, ISRN Signal Process., 2012, 2012, pp. 1–13, doi: 10.5402/ 2012/712032
8. Ning-Han Liu *, Cheng-Yu Chiang and Hsuan-Chin Chu: “Recognizing the Degree of Human Attention Using EEG Signals from Mobile Sensors”, Sensors 2013, 13, 10273-10286; doi:10.3390/s130810273

9. M. Abo-Zahhad, S. M. Ahmed, S. N. Abbas, "State-of-the-art methods and future perspectives for personal recognition based on electroencephalogram signals", *IET Biometrics*, vol. 4, no. 3, pp. 179-190, 2015.
10. Jain, A.K., Ross, A., Prabhakar, S.: 'An introduction to biometric recognition', *IEEE Trans. Circuit Syst. Video Technol.*, 2004, 14, (1), pp. 4–20
11. Jain, A. K.; Bolle, R.; Pankanti, S., eds. (1999). *Biometrics: Personal Identification in Networked Society*. Kluwer Academic Publications.
12. Petrantonakis, P.C., Hadjileontiadis, L.J.: 'Emotion recognition from EEG using higher order crossings', *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 2010, 14, (2), pp. 186–197
13. K. Jain, Anil & Hong, Lin & Pankanti, S. (2000). *Biometric Identification.. Commun. ACM*. 43. 90-98. 10.1145/328236.328110.
14. Dornhege G, Hinterberger T, del R.Millan J, editors. *Toward brain-computer interfacing*. A Bradford book, 2007. 520 pp.
15. Трофимов А.Г., Скругин В.И., "Системы нейрокомпьютерного интерфейса. Обзор," // Информационные технологии, No 2, 2011. С. 2-11.
16. Donoghue, J. P. Connecting cortex to machines: recent advances in brain interfaces. *Nat. Neurosci.* 5, 1085–1088 (2002).
17. Bansal, A. K., Truccolo, W., Vargas-Irwin, C. E. & Donoghue, J. P. Decoding 3D reach and grasp from hybrid signals in motor and premotor cortices: spikes, multiunit activity, and local field potentials.*J. Neurophysiol.* 107, 1337–1355 (2012).
18. Devue, C., Collette, F., Balteau, E., Degueldre, C., Luxen, A., Maquet, P., Brédart, S.: 'Here I am: the cortical correlates of visual self-recognition', *Brain Res.*, 2007, 1143, pp. 169–182
19. Freeman, W.J. (2007). Hilbert transform for brain waves. *Scholarpedia*, 2, 1338.

20. Campisi, P., Scarano, G., Babiloni, F., et al.: 'Brain waves based user recognition using the 'eyes closed resting conditions' protocol'. Proc. Int. Workshop Information Forensics and Security, Iguacu Falls, Argentina, 2011, pp. 1–6
21. Paranjape, R., Mahovsky, J., Benedicenti, L., Koles, Z.: 'The electroencephalogram as a biometric'. Proc. Canadian Conf. on Electrical and Computer Engineering (CCECE), Canada, 2001, pp. 1363–1366